



Universidad Nacional Mayor de San Marcos

Universidad del Perú. Decana de América

Facultad de Odontología

Escuela Profesional de Odontología

**Desempeño de la técnica adhesiva húmeda en etanol
con un sistema adhesivo dental contemporáneo de
grabado y lavado. Estudio ex-vivo**

TESIS

Para optar el Título Profesional de Cirujano Dentista

AUTOR

Sheyla CACERES MONZON

ASESOR

Gerardo Rubén AYALA DE LA VEGA

Lima, Perú

2018



Reconocimiento - No Comercial - Compartir Igual - Sin restricciones adicionales

<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/>

Usted puede distribuir, remezclar, retocar, y crear a partir del documento original de modo no comercial, siempre y cuando se dé crédito al autor del documento y se licencien las nuevas creaciones bajo las mismas condiciones. No se permite aplicar términos legales o medidas tecnológicas que restrinjan legalmente a otros a hacer cualquier cosa que permita esta licencia.

Referencia bibliográfica

Caceres, S. Desempeño de la técnica adhesiva húmeda en etanol con un sistema adhesivo dental contemporáneo de grabado y lavado. Estudio ex-vivo [Tesis de pregrado]. Lima: Universidad Nacional Mayor de San Marcos, Facultad de Odontología, Escuela Profesional de Odontología; 2018.



UNIVERSIDAD NACIONAL MAYOR DE SAN MARCOS
(Universidad del Perú, DECANA DE AMÉRICA)
FACULTAD DE ODONTOLOGIA
VICE DECANATO ACADÉMICO
UNIDAD DE ASESORÍA Y ORIENTACIÓN DEL ESTUDIANTE



ACTA

Los Docentes que suscriben, reunidos el cinco de junio del 2018, por encargo de la Sra. Decana de la Facultad, con el objeto de constituir el Jurado de Sustentación para obtener el Título Profesional de Cirujano Dentista de la Bachiller:

CÁCERES MONZÓN, Sheyla

CERTIFICAN:

Que, luego de la Sustentación de la Tesis « **DESEMPEÑO DE LA TÉCNICA ADHESIVA HÚMEDA EN ETANOL CON UN SISTEMA ADHESIVO DENTAL CONTEMPORÁNEO DE GRABADO Y LAVADO. ESTUDIO EX-VIVO** » y habiendo absuelto las preguntas formuladas, demuestra un grado de aprovechamiento..... BUENO....., siendo calificado con un promedio de:..... QUINCE..... 15.....

(en letras)

(en números)

En tal virtud, firmamos en la Ciudad Universitaria, a los cinco días del mes de junio del dos mil dieciocho.

PRESIDENTE DEL JURADO

C.D. Liliana Ángela Teran Casafranca

MIEMBRO

C.D. María Soledad Ventocilla Huasupoma

MIEMBRO (ASESOR)

Dr. Gerardo Rubén Ayala de la Vega

Escala de calificación: Grado de Aprovechamiento:
Sobresaliente (18-20), Bueno (15-17), Regular (12-14), Desaprobado (11 ó menos)
Criterios : Originalidad, Exposición, Dominio del Tema, Respuestas.

JURADO DE SUSTENTACIÓN

Presidente: C.D. Liliana Ángela Terán Casafranca

Miembro: C.D. María Soledad Ventocilla Huaspoma

Miembro (Asesor): Dr. Gerardo Rubén Ayala de la Vega

DEDICATORIA

A Dios,

Por darle luz a mi vida y permitirme vivir tan buenos momentos como este, por la salud y bienestar que gozo hasta hoy.

A mis padres,

Por el constante apoyo durante mi vida y mi carrera, por la formación que me dieron como persona, por tantas alegrías, tanto amor, tanto sacrificio y dedicación hacia sus hijos.

A mis hermanos

Por ser guías fundamentales en mi vida, por compartir momentos que nunca se borran de mi memoria, por su apoyo constante.

A mi familia

Por ser mis cómplices de adultez, por la motivación que representan en mí, por el amor incondicional, Micaela y Sergio.

AGRADECIMIENTOS

- Al Dr. Ayala, mi asesor, por su compromiso, interés, apoyo y paciencia con el desarrollo de mi tesis, por la calidad docente que representa para nuestra facultad.
- A las Dras. María Ventocilla y Liliana Terán por sus valiosos aportes durante el desarrollo de mi tesis.
- Al ingeniero químico Francisco Román Ferreyra por su ayuda desinteresada con la asesoría y elaboración de soluciones en la facultad de química e ingeniería química de la UNMSM.
- A la Dra. Cecilia Rodríguez por brindarme su apoyo, tiempo y conocimientos durante el desarrollo de la parte estadística de mi tesis.
- Al Dr. Adrián Mallma por su apoyo desinteresado en la observación microscópica de muestras en esta investigación.
- A los residentes de ortodoncia por su disposición para la búsqueda y selección de pacientes colaboradores.
- A mis amigos Waldir Campos y Andrea Puris por apoyarme durante el desarrollo clínico de mi tesis.
- A mi alma mater, por la formación profesional que me brindo, al VRI, por su apoyo en el desarrollo de este trabajo de investigación.

TABLA DE CONTENIDOS

I.	INTRODUCCIÓN	8
II.	PROBLEMA DE INVESTIGACION.....	11
	2.1. Área Problema	11
	2.2. Delimitación	12
	2.3. Formulación	12
	2.4. Objetivos	13
	2.5. Justificación	14
	2.6. Limitaciones	15
III.	MARCO TEÓRICO	16
	3.1. Antecedentes	16
	3.2. Bases teóricas	28
	3.3. Hipótesis	103
	3.4. Operacionalización de variables.....	103
IV.	METODOLOGÍA.....	105
	4.1. Tipo de Investigación	105
	4.2. Población y muestra.....	105
	4.3. Procedimientos y Técnicas	105
	4.4. Procesamiento de datos.....	108
	4.5. Análisis de resultado	109
V.	RESULTADOS	111
VI.	DISCUSION.....	118
VII.	CONCLUSIONES	123
VIII.	RECOMENDACIONES.....	124
IX.	BIBLIOGRAFÍA.....	125
X.	ANEXOS.....	139

RESUMEN

Objetivo: Evaluar el desempeño de la técnica adhesiva húmeda en etanol con un sistema adhesivo de “grabado y lavado” aplicada en dientes vitales, conociendo los valores de resistencia adhesiva a la microtracción y grado de nanofiltración.

Materiales y métodos: Se recolectó la muestra a partir de 4 pacientes con tratamiento de ortodoncia, con 4 piezas dentarias por extraer en cada uno. Se realizaron restauraciones de resina con dos técnicas adhesivas *in vivo* por paciente. Se empleó el sistema adhesivo Single Bond 2 (3M ESPE). Posteriormente las piezas tratadas fueron extraídas, y se distribuyeron en los grupos: G₁ (n=8): restauradas con la técnica húmeda en agua y G₂ (n=8): restauradas con la técnica húmeda en etanol. Los dientes fueron almacenados 24hrs a 37°, para luego ser cortadas en los sentidos “x” e “y”, obteniendo cerillas que se someterían a ensayos de tracción con el equipo Micro Tensile Tester de la casa dental BISCO. Tres cerillas por pieza dentaria fueron aisladas para realizar la evaluación de nanofiltración. Estas fueron sumergidas en nitrato de plata amoniacal; y luego, desgastadas con lijas al agua ASALITE 600, P1000A, 1200-A, P1500A, P2000A, P2500A, para su observación por microscopio óptico a 400X de aumento. Los datos de microtracción fueron evaluados con la prueba paramétrica T Student para muestras independientes; a los resultados de nanofiltración se aplicó la prueba no paramétrica Chi cuadrado de homogeneidad. Se consideró un nivel de significancia $\alpha < 0.05$.

Resultados: En el ensayo de tracción se observó que las medias para los grupos fueron G₁ = 22.59 MPa, G₂ = 29.08 MPa, encontrándose diferencias estadísticamente significativas entre los grupos. Con respecto a la nanofiltración los datos no presentaban distribución normal, obtuvimos un $p > 0.05$ donde no se encontraron diferencias significativas.

Conclusión: La fuerza de resistencia adhesiva a la microtracción inmediata fue superior cuando se utilizó la técnica adhesiva húmeda en etanol con un sistema *etch and rinse* de 2 pasos *in vivo*. El grado de nanofiltración hallado fue menor en el grupo de adhesión húmeda con etanol, pero no fue significativo.

Palabras clave: adhesión dentinaria, etanol, microtracción, nanofiltración, *ex vivo*.

ABSTRACT

Objective: To evaluate the performance of the ethanol wet bonding technique with a contemporary Etch and Rinse adhesive bonded on vital teeth, by knowing the microtensile bond strenght values and nanoleakage degree.

Materials and Methods: The sample was collected from 4 patients with orthodontic treatment, with 4 dental pieces to be extracted in each one. Resin restorations were performed with two adhesive techniques in vivo per patient. The Single Bond 2 adhesive system (3M ESPE) was used. Afterwards, the restored teeth were extracted, and they were distributed in the groups: G1 (n = 8): restored with the water wet bonding technique and G2 (n = 8): restored with the ethanol wet bonding technique. The teeth were stored 24hrs at 37°C, and then they were cutted in the "x" and "y" directions, obtaining beams that would be submitted to tensile tests with the Micro Tensile Tester equipment of BISCO's dental house. Three matches per tooth were isolated to perform the nanofiltration evaluation. These were immersed in ammoniacal silver nitrate; and then, worn with water sandpaper ASALITE 600, P1000A, P1200A, P1500A, P2000A, P2500A, for observation by optical microscope at 400X magnification. The microtensile data were evaluated with the T-Student parametric test for independent samples; the non-parametric Chi square test of homogeneity was applied to the nanoleakage scores. A level of significance $\alpha < 0.05$ was considered.

Results: In the tensile test it was observed that the means for the groups were G1 = 22.59 MPa, G2 = 29.08 MPa; finding statistically significant differences between the groups. Regarding nanoleakage, the data did not present normal distribution. We obtained $p > 0.05$, where no significant differences were found.

Conclusion: The immediate microtensile bond strenght was higher when the ethanol wet bonding technique was used with a 2-step etch and rinse system in vivo. The degree of nanoleakage found was lower in the ethanol wet bonding group, but it was not significant.

Key words: dentin bonding, ethanol, microtensile strenght, nanoleakage, ex vivo.

I. INTRODUCCIÓN

Los principales problemas asociados con los sistemas adhesivos, como la poca durabilidad de la adhesión a dentina, podrían ser parcialmente atribuidos a la inadecuada infiltración y encapsulación de la dentina humedecida, por los monómeros adhesivos. La capa híbrida resultante sería sub-óptima y más propensa a degradación hidrolítica.¹ Trabajos previos han correlacionado la inestabilidad de la unión resina-dentina con el alto contenido de monómeros resinosos hidrófilos en los sistemas adhesivos.²⁻⁴

La gran mayoría de los adhesivos dentales presentes actualmente en el mercado son combinaciones de monómeros hidrófobos e hidrófilos. Los grupos hidrófilos aumentan la humectabilidad de los tejidos dentales duros; los grupos hidrófobos interactúan y copolimerizan con el material restaurador. Debido a que la dentina vital es intrínsecamente húmeda, es prácticamente imposible secar completamente la dentina en una situación clínica. En consecuencia, los fabricantes han desarrollado adhesivos dentinarios que son compatibles con ambientes húmedos.¹⁰⁵

Se ha determinado que los componentes hidrófobos de los adhesivos tienen buena miscibilidad con el etanol, y los llamados monómeros hidrófilos también muestran mejor solubilidad en etanol que en agua.⁵ Ya que el etanol es un solvente ideal para la mayoría de monómeros hidrófobos, la técnica adhesiva húmeda en etanol ha sido propuesta a ser aplicada con adhesivos hidrófobos para mejorar su infiltración y reducir la degradación de la interfase adhesiva.¹ El razonamiento detrás de esta técnica es que la deshidratación con etanol convierte a la dentina acido-grabada menos hidrófila, permitiendo el uso de monómeros relativamente hidrófobos para infiltrar la matriz colágena desmineralizada contraída, pero no colapsada, que está suspendida en etanol.⁶

La mayoría de trabajos relacionados al tema de lavado con etanol ya han evaluado los resultados de su uso con monómeros hidrófobos, obteniendo resultados favorables. Usualmente, la saturación con etanol es conseguida tras la aplicación de una serie de concentraciones ascendentes de etanol, tomando entre 3 a 4 minutos aproximadamente, lo que desafía los principios de facilidad de uso y simplificación de la técnica.⁷ Para superar este obstáculo, se propusieron protocolos de deshidratación simplificados, aplicando directamente etanol al 100% una a tres veces, pero no se obtuvieron los resultados deseados, debido al reemplazo inadecuado del agua por etanol de la matriz desmineralizada.

Dado que el uso conjunto de la técnica de adhesión húmeda en etanol y adhesivos hidrófobos no es óptimo para el uso clínico; los sistemas adhesivos contemporáneos que contienen monómeros hidrófilos, aunque no sean confiables en la estabilidad de unión, todavía prevalecen clínicamente.⁸ Sin embargo, algunos años atrás se evaluó la posibilidad de que estos sistemas adhesivos contemporáneos mostraran una mejor infiltración en una matriz dentinaria desmineralizada saturada en etanol, debido a que en comparación a adhesivos hidrófobos, los sistemas adhesivos contemporáneos hidrófilos debían ser más tolerantes a la presencia de agua residual después del lavado con etanol en un protocolo simplificado.

El uso conjunto de la técnica adhesiva húmeda en etanol y algunos sistemas adhesivos contemporáneos hidrófilos, en comparación al uso tradicional de estos adhesivos sobre una matriz desmineralizada saturada en agua, puede crear una fuerza adhesiva similar o superior a las 24 hrs; *in vitro*.⁸

El escenario clínico agrega otro factor importante a considerar al momento de realizar restauraciones adhesivas. La presión pulpar existente en cada pieza dental, permite el movimiento constante de fluidos hacia todos los niveles del tejido dentinario, a través de sus túbulos. Este motivo explica porqué la aplicación clínica de un sistema adhesivo hidrófobo en conjunto con la técnica adhesiva húmeda en etanol, bajo un protocolo de

deshidratación completo, no genera los resultados esperados; y es debido a que en un diente vital la presión pulpar existente no permite la deshidratación definitiva del lecho dentinario tras un lavado con etanol, pues el flujo de líquidos es constante desde la cámara pulpar.⁹

Debido a esto, el objetivo de este estudio es evaluar el desempeño clínico de un sistema adhesivo contemporáneo (hidrófilo) aplicado con la técnica adhesiva húmeda en etanol, bajo un protocolo simplificado de deshidratación.

II. PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN

2.1. ÁREA PROBLEMA

Un paso más en la optimización de la adhesión dental, consistiría en la consecución de monómeros resinosos hidrófobos infiltrados completamente en una matriz dentinaria desmineralizada. La técnica adhesiva húmeda en etanol, nos acerca más a conseguir este objetivo; pues, el reemplazo del agua por etanol en el lecho adhesivo desmineralizado, listo para la infiltración de monómeros, ya nos permite la utilización de monómeros hidrófobos para este último fin.

Las pruebas *in vitro*, han resultado satisfactorias de manera general; pero han surgido dificultades con respecto a su aplicación clínica.

Entre las dificultades que han surgido encontramos: **1.** El tiempo de aplicación del protocolo de deshidratación completa, que no es muy viable clínicamente pues necesita de 3 a 4 minutos de lavado con diferentes concentraciones de etanol; **2.** La contaminación constante del lecho adhesivo con agua proveniente de la cámara pulpar, debido a la presión pulpar existente en los dientes vitales.

Debido a las dificultades que aun encontramos para la extrapolación clínica del uso conjunto de la técnica adhesiva húmeda en etanol y adhesivos hidrófobos; los sistemas adhesivos contemporáneos que contienen mixtura de monómeros hidrófilos e hidrófobos, aún prevalecen clínicamente.

2.2. DELIMITACIÓN DEL PROBLEMA

Trabajos previos han determinado que los monómeros hidrófilos tienen mejor miscibilidad con el etanol, incluso antes que con el agua. Bajo esta consigna se estudió el desempeño adhesivo *in vitro* de los sistemas adhesivos contemporáneos (contienen mixturas de monómeros hidrófilos e hidrófobos) bajo un protocolo de lavado con etanol con deshidratación simplificada; reafirmando la veracidad de la premisa anterior. Se encontró incluso que los valores de fuerza adhesiva y resistencia a la degradación química aumentaron al realizar el protocolo de lavado con etanol, en comparación al lavado con agua, utilizando estos sistemas adhesivos.

Estas mejorías se encontraron en diferentes grados en cada sistema adhesivo utilizado, y era directamente proporcional al grado de concentración de elementos no volátiles de cada producto: el sistema Single Bond de 3M obtuvo los mejores resultados.

Es entonces, que debido a estos nuevos alcances, cabe la duda en determinar si el desempeño de los sistemas adhesivos contemporáneos también encontrará mejoría al aplicarse bajo la técnica adhesiva húmeda en etanol, en dientes vitales; particularmente iniciando una investigación con el sistema Single Bond de 3M; producto adhesivo del que se tienen las principales referencias.

2.3. FORMULACIÓN DEL PROBLEMA

¿Cuál es el desempeño de técnica adhesiva húmeda en etanol con un sistema adhesivo dental contemporáneo de grabado y lavado aplicado en piezas vitales?

2.4. OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

- Evaluar el desempeño de la técnica adhesiva húmeda en etanol con un sistema adhesivo de “grabado y lavado” contemporáneo, conociendo los valores de resistencia adhesiva a la microtracción y grado de nanofiltración, aplicada en dientes vitales de pacientes de la Clínica de Post-Grado en la especialidad de Ortodoncia de la Universidad Nacional Mayor de San Marcos; Lima-Perú, 2017.

OBJETIVOS ESPECIFICOS

- Determinar la resistencia adhesiva a la microtracción de un sistema adhesivo de grabado y lavado, aplicado bajo la técnica adhesiva húmeda con etanol en dientes vitales de pacientes de la Especialidad de Ortodoncia de la Universidad Nacional Mayor de San Marcos; Lima-Perú, 2017.
- Determinar la resistencia adhesiva a la microtracción de un sistema adhesivo de grabado y lavado, aplicado bajo la técnica adhesiva húmeda con agua en dientes vitales de pacientes de la Especialidad de Ortodoncia de la Universidad Nacional Mayor de San Marcos; Lima-Perú, 2017.
- Determinar el grado de nanofiltración del sistema adhesivo de grabado y lavado, aplicado bajo la técnica adhesiva húmeda con etanol en dientes vitales de pacientes de la Especialidad de Ortodoncia de la Universidad Nacional Mayor de San Marcos; Lima-Perú, 2017.

- Determinar el grado de nanofiltración del sistema adhesivo de grabado y lavado, aplicado bajo la técnica adhesiva húmeda con agua en dientes vitales de pacientes de la Especialidad de Ortodoncia de la Universidad Nacional Mayor de San Marcos; Lima-Perú, 2017.

2.5. JUSTIFICACIÓN

La mayor desventaja del uso de los sistemas adhesivos que contienen mixturas de monómeros hidrófilos e hidrófobos (*etch and rinse* de 2 pasos) radica en su baja estabilidad adhesiva durante el tiempo. Debido a la mejor compatibilidad de los monómeros hidrófilos con el etanol, se busca determinar si la estabilidad adhesiva de los sistemas contemporáneos puede mejorar si son aplicados con un protocolo de lavado con etanol. De esta manera se podrá optimizar más la realización de las restauraciones dentales con los sistemas adhesivos de mayor uso actualmente por los profesionales odontólogos. Existiendo ya una referencia experimental de este protocolo, en dientes extraídos, nace la necesidad de evaluar resultados de la aplicación de este procedimiento en dientes vitales, donde se añade el factor crítico de presión intrapulpar, un factor que no se ha podido representar de manera exacta en pruebas de laboratorio. La presión intrapulpar es responsable de un movimiento continuo del fluido dentinario desde la cámara pulpar hacia los diferentes estratos de la dentina, a través de los túbulos dentinarios. Este hecho será responsable de que en el lecho adhesivo siempre se presente fluido dentinario (agua), humectándolo e interactuando con los monómeros del adhesivo.

2.6. LIMITACIONES

La parte clínica del estudio se llevó a cabo bajo aprobación del comité de ética de la Facultad de Medicina de la UNMSM (ANEXO 1).

Fue necesaria la aprobación individual del tratamiento en cada paciente, a través de la firma de un consentimiento informado (ANEXO 2), lo que dificultó la rápida obtención de la cantidad necesaria de pacientes para llevar a cabo el estudio.

Debido a la baja disposición de unidades dentales en las clínicas de la facultad de odontología de la UNMSM, algunos de los pacientes fueron tratados fuera de ella.

Los equipos necesarios para corte y microtracción de la muestra fueron alquilados de manera particular. La obtención de la solución para nanofiltración se obtuvo con ayuda de la facultad de Ingeniería Química de la UNMSM.

III. MARCO TEÓRICO

3.1. ANTECEDENTES

Las investigaciones previas realizadas se han enfocado en determinar los beneficios que resultan tras utilizar la técnica adhesiva húmeda en etanol, tanto en dientes extraídos como vitales; y tanto con sistemas adhesivos hidrófobos y/o mixtos.

Eunice Kuhn y col.⁹ en el año 2015 evaluaron la fuerza adhesiva y grado de nanofiltración (NF) de interfaces resina-dentina producida con protocolos de lavado con etanol y agua en condiciones clínicas y de laboratorio, dividiendo la muestra en 4 grupos. Las restauraciones fueron realizadas en 40 dientes deciduos. Para los grupos del protocolo de lavado con agua se utilizó un agente adhesivo de grabado y lavado de 3 pasos; en los grupos de lavado con etanol, realizaron un proceso de deshidratación completo aplicando concentraciones ascendentes de etanol (50%, 70%, 80%, 95% y 3x100%). Se desarrolló un sistema adhesivo hidrófobo experimental para su uso en el protocolo de lavado con etanol. Los resultados encontrados fueron muy interesantes. Bajo condiciones clínicas, los mayores valores de resistencia adhesiva a la microtracción (μ TBS) fueron observados en el grupo de adhesión húmeda con agua; mientras que en las condiciones de laboratorio, los mayores valores de μ TBS fueron hallados en el grupo de adhesión húmeda con etanol. La NF fue muy acentuada en los grupos de adhesión húmeda con agua *in vivo* e *in vitro*. Se concluye de la investigación que la técnica adhesiva húmeda con etanol crea capas híbridas más resistentes a la degradación; sin embargo, la técnica es muy sensible a la presencia residual de agua cuando queremos aplicar un sistema adhesivo hidrófobo: en los dientes extraídos no existe presión pulpar que impulse

fluidos hacia el lecho adhesivo; en cambio, en los dientes vitales la presión pulpar existente no permite una deshidratación definitiva del lecho adhesivo. Un trabajo publicado en el 2011 desarrollado por **Fang Li y col.**⁸ tuvo como objetivo evaluar si las restauraciones adhesivas realizadas en dientes extraídos con sistemas contemporáneos bajo el protocolo de adhesión húmeda con etanol con un proceso de deshidratación simplificado, eran más fuertes y duraderas que aquellas realizadas con el protocolo convencional: adhesión húmeda en agua; explorando también las posibles razones para sus resultados.

Se utilizaron 3 sistemas adhesivos comerciales, tanto con lavado con agua y con etanol, formándose 6 grupos de trabajo de un total de 48 piezas dentarias. Se evaluó: μ TBS con o sin tratamiento químico en NaOCl; la morfología de la capa híbrida con Microscopia Electrónica de Barrido (MEB); la humectancia de la dentina saturada en agua y en etanol; las concentraciones de ingredientes no-volátiles en los adhesivos. En comparación a la adhesión húmeda en agua, los grupos de lavado con etanol produjeron similares o mayores valores de μ TBS a las 24-h, mostraron mayor fuerza adhesiva bajo tratamiento químico, y produjeron más capas híbridas. Concluyen que la técnica adhesiva húmeda con etanol puede mejorar la eficacia adhesiva de los sistemas adhesivos contemporáneos de lavado y grabado; reafirmando que: 1. Los monómeros hidrófilos tienen mejor miscibilidad con el etanol que con el agua y 2. Los sistemas adhesivos contemporáneos con mixturas de monómeros son más tolerantes a la presencia residual de agua al utilizarlos dentro de un protocolo de lavado con etanol con deshidratación simplificada.

Sharma pallavi y col.¹⁰ durante los años 2014-2015 evaluaron si la aplicación de dos sistemas adhesivos simplificados sobre una dentina

biomodificada, utilizando la técnica adhesiva húmeda con etanol y un “cross-linker” de colágeno, mejoraría la capacidad de sellado. Las pruebas fueron realizadas en 176 dientes extraídos, y las muestras fueron divididas en 8 grupos de trabajo de acuerdo a 4 protocolos adhesivos utilizando dos productos adhesivos simplificados de grabado y lavado: Adper Single Bond 2 (ASB) y XP Bond (XPB). Después de realizadas las restauraciones con composite se evaluó la filtración por tinción y se realizó un análisis por MEB. Para ambos sistemas adhesivos utilizados, una menor filtración fue observada en los grupos de lavado con etanol, y los valores máximos de filtración se observaron en los grupos de lavado con agua. Independientemente de la aplicación de “cross-linkers” y del adhesivo utilizado; la técnica adhesiva húmeda con etanol mostró una capacidad de sellado significativamente mayor que el grupo de adhesión húmeda con agua.

Cabe mencionar la investigación realizada por el Dr. **Leandro Alfonso Guimaraes y col.** ¹¹ quienes también examinaron la fuerza adhesiva inmediata de dos sistemas adhesivos contemporáneos de grabado y lavado (Adper Scotchbond Multipurpose o ASBM, y Single Bond 2 o SB) sobre dentina desmineralizada saturada con agua y/o con etanol endientes extraídos utilizando un protocolo de deshidratación simplificado. La muestra conto con 20 piezas extraídas divididas en 4 grupos, dos sistemas adhesivos, dos técnicas de lavado. Después de realizar los protocolos adhesivos y las restauraciones con composites, los especímenes fueron almacenados durante 24h en agua a 37°C para ser sometidos a las pruebas de tracción. Para ambos adhesivos, no se encontró diferencias significativas en la μ TBS entre los grupos de lavado con etanol y agua. La mayor fuerza adhesiva fue observada en SB, independientemente de la técnica adhesiva.

Concluyen que, con sus limitaciones, la técnica adhesiva húmeda en etanol presenta una adhesión equivalente a la dentina cuando se le compara a los resultados obtenidos con la técnica adhesiva húmeda en agua, independientemente del sistema adhesivo empleado. Cabe resaltar el tiempo de lavado con etanol al 100% que fue de 30 segundos.

Sauro Salvatore y col.⁵ investigaron la resistencia adhesiva a la tracción de uniones resina-dentina hidrófobas vs hidrófilas sobre dentina tratada con ácido fosfórico al 37% o EDTA, creadas con la técnica adhesiva húmeda en etanol utilizando un periodo corto de saturación con etanol (1min).

Fueron utilizados 5 sistemas adhesivos (R1-R5); desde el adhesivo más hidrófobo hasta el más hidrófilo, y un adhesivo comercial (SBMP: Scotchbond Multi Propósito), lo que hace un total de 6 grupos de 16 piezas dentales cada uno. Cabe mencionar que la resina 3 representaba la formulación típica de adhesivos de grabado y lavado de dos pasos.

La resina más hidrófoba (R1) obtuvo los valores más bajos de resistencia adhesiva en dentina acido-grabada, y todas las muestras fallaron prematuramente cuando la resina fue aplicada sobre dentina grabada con EDTA. Las resinas 2 y 3 dieron valores intermedios de fuerza adhesiva en ambos sustratos acondicionados. La resina 4, una resina hidrófila ácida, obtuvo los valores más altos de fuerza adhesiva tanto en dentina grabada con ácido o EDTA. La resina 5 fue la única resina hidrófila que mostró pobre infiltración cuando fue aplicada sobre dentina ácido-grabada. Concluyen que la técnica adhesiva húmeda en etanol puede mejorar la infiltración de la mayoría de adhesivos utilizados en este estudio, sobre dentina, especialmente cuando se aplica en dentina grabada con EDTA.

Rajni Nagpal y col.,¹² estudiaron también el efecto de la técnica adhesiva húmeda en etanol sobre la fuerza adhesiva inmediata y a largo plazo de adhesivos de grabado y lavado simplificados, sobre dentina. El estudio se llevó a cabo en 96 molares extraídas, divididas en 4 grupos de acuerdo al adhesivo utilizado, Tetric N Bond y Solobond M, y a la técnica adhesiva: adhesión húmeda con agua o etanol. La mitad de las muestras fueron evaluadas inmediatamente en μ TBS y bajo MEB. La otra mitad de las muestras fueron testeadas después de 6 meses de almacenamiento en agua destilada. En las pruebas inmediatas, no se encontraron diferencias significativas en los valores promedio de μ TBS en los grupos, independientemente del adhesivo utilizado o la técnica adhesiva. En las pruebas realizadas a los 6 meses, la μ TBS disminuyó dramáticamente en el grupo de adhesión húmeda en agua, mientras que en el grupo de adhesión húmeda en etanol la μ TBS se mantuvo. El análisis por MEB reveló buena adaptación interfacial en los grupos de adhesión húmeda con etanol, incluso después de 6 meses. Concluyen que para ambos sistemas adhesivos simplificados de grabado y lavado utilizados, la técnica adhesiva húmeda en etanol permitió una preservación significativa de las uniones resina-dentina durante 6 meses.

Muhammet Kerim Ayar y col.¹³ investigaron si el tipo de solvente en diferentes adhesivos de grabado y lavado afectaba los valores de resistencia adhesiva obtenida de restauraciones adhesivas realizadas con la técnica adhesiva húmeda en etanol. Se realizaron las restauraciones adhesivas en 16 dientes bovinos; después del grabado ácido y lavado, las superficies dentinarias se dejaron húmedas en agua o sumergidas en etanol. Después de la aplicación de los sistemas adhesivos y la aplicación de resina compuesta, se seccionaron los dientes para obtener las muestras y

someterlas al ensayo de μ TBS después de 24h de almacenamiento en agua. Se analizaron los datos estadísticamente. Los resultados de fuerza adhesiva variaron desde 34.41 MPa hasta 43.52 MPa. Los valores más bajos de μ TBS fueron obtenidos por el grupo Single Bond 2 con adhesión húmeda en agua; mientras que los valores más altos fueron obtenidos por el grupo Single Bond 2 con adhesión húmeda en etanol. Sin embargo, los resultados del test de Tukey no mostraron diferencias significativas entre los valores de μ TBS de los grupos de técnica adhesiva húmeda en agua y en etanol con todos los sistemas adhesivos utilizados. Concluyeron que la adhesión húmeda en etanol exhibió valores promedio de μ TBS similares a las 24h; para ambos sistemas adhesivos, uno con solvente basado en etanol y agua (Single Bond 2) y el otro basado en acetona. Por lo tanto, el tipo de solvente no interferiría con los valores de μ TBS en una dentina saturada en etanol.

Shan Shan Duan y col.,⁸⁹ evaluaron los efectos de la técnica adhesiva húmeda con etanol en la adhesión de dos sistemas experimentales hidrófobos y 1 sistema comercial hidrofílico, sobre dentina radicular. Utilizaron 43 dientes mono-radicales, los cuales fueron seccionados para obtener 86 especímenes; 66 se utilizaron para las pruebas adhesivas y 20 utilizados para las mediciones de ángulos de contacto (AC). Los 66 especímenes fueron subdivididos en grupos de adhesión húmeda en agua y etanol (n=33). Los especímenes de cada grupo fueron divididos en 3 subgrupos (n=11) de acuerdo a los diferentes adhesivos empleados: dos hidrófobos experimentales (Bis-GMA/TEGDMA, BT; y UDMA/TEGDMA, UT) y un adhesivo comercial hidrófilo (Adper Single Bond 2, SB). Las superficies radicales fueron fresadas, grabadas con ácido fosfórico y restauradas con resina compuesta. Después de almacenar las muestras en agua destilada a

37°C por 24h, se midió la fuerza de resistencia adhesiva al cizallamiento. Se utilizó una muestra de cada grupo para su análisis en MEB.

Se observó un incremento significativo en la fuerza de resistencia adhesiva al cizallamiento en el grupo de adhesión húmeda en etanol, en comparación al grupo de adhesión húmeda en agua.

Los sistemas hidrófobos experimentales empleados con la técnica adhesiva húmeda en etanol, obtuvieron los valores más altos de fuerza de resistencia a la microtracción. Concluyeron que la adhesión a dentina radicular con la técnica adhesiva húmeda en etanol es superior, que utilizar la técnica adhesiva húmeda en agua convencional.

Cemal Yesilyurt y col.,¹⁴ evaluaron los efectos de la técnica adhesiva húmeda etanol con un protocolo de deshidratación simplificado, sobre la durabilidad adhesiva de dos sistemas adhesivos “etch and rinse” de 2 pasos en dientes bovinos extraídos. Exactamente 16 dientes fueron divididos en 4 grupos de acuerdo a la técnica adhesiva (etanol vs agua) y el adhesivo (Single Bond 2 o Prime & Bond NT). Después del grabado ácido, las superficies dentinarias fueron mantenidas húmedas en agua o inmersas en etanol. Después de la aplicación de los sistemas adhesivos y las restauraciones con composite, los dientes adheridos fueron seccionados para realizar las pruebas de microtracción, conducidas después de 24h y 12 meses de almacenamiento en agua. No se encontraron diferencias significativas en la fuerza adhesiva entre los grupos a las 24h. A los 12 meses, la fuerza de resistencia adhesiva a dentina de los productos disminuyó significativamente. Se concluyó que la técnica adhesiva húmeda en etanol no optimiza la durabilidad de las uniones resina-dentina de los sistemas de grabado y lavado utilizados.

K. Hosaka y col.¹⁵ bajo la premisa de que se pueden crear uniones resina-dentina con mayor resistencia a la microtracción a las 24 horas, cuando se reemplaza el agua con etanol, en la adhesión húmeda; examinaron *in vitro* si la adhesión húmeda con etanol podía incrementar la durabilidad de las uniones resina-dentina por largos periodos de tiempo. Se crearon 5 adhesivos experimentales con hidrofiliidades crecientes para realizar las restauraciones sobre dentina desmineralizada humedecida en etanol o agua. Después de realizar las restauraciones con composite, los dientes fueron seccionados para someter las muestras a las pruebas de tracción a las 24h, y en almacenamiento en agua a 37°C por 3,-6 y 12 meses antes de realizar pruebas de tracción adicionales. A pesar de que la mayor parte de las uniones resina-dentina realizadas en dentina saturada en agua no cambiaron en el tiempo, aquellas realizadas en dentina saturada en etanol exhibieron valores más altos de fuerza adhesiva, y ninguna de ellas disminuyó en el tiempo. En las capas híbridas formadas con adhesión húmeda en etanol se observó un diámetro disminuido de las fibras colágenas y un incremento en el espacio interfibrilar. El incremento en la durabilidad y fuerza adhesiva con la adhesión húmeda en etanol puede deberse a una mayor infiltración de resina y un mejor sellado de la matriz colágena; minimizando de esta manera, la actividad colagenolítica endógena.

Sharma y col.¹⁶ en el año 2015 diseñaron un estudio para evaluar la microfiltración de un sistema adhesivo de grabado y lavado aplicado sobre dentina de cámara pulpar con la técnica adhesiva húmeda en agua o en etanol, con o sin la aplicación de proantocianidinas (PA); buscando un sellado coronario después de tratamientos endodónticos. El estudio fue realizado en 88 dientes humanos extraídos. Las muestras fueron preparadas y divididas en 4 grupos de trabajo, de acuerdo a la técnica adhesiva

empleada (Húmeda en agua o etanol) y al uso de proantocianidinas (con o sin). El sistema adhesivo empleado fue Adper Single Bond 2 (SB2). Las restauraciones con composite fueron realizadas en todas las cámaras pulpaes, y luego fueron sometidas a evaluación de microfiltración y microscopía electrónica de barrido. Los resultados mostraron que los valores más bajos de microfiltración se encontraron en los grupos de adhesión húmeda con etanol, independientemente del uso de proantocianidinas. Concluyen que el uso de la técnica adhesiva húmeda en etanol bajo un protocolo de deshidratación simplificado relevante clínicamente, redujo significativamente la microfiltración en el adhesivo simplificado de grabado y lavado SB2, adherido a dentina cameral. La aplicación de PA no tuvo un efecto significativo sobre la microfiltración del adhesivo aplicado tanto con lavado con etanol o agua.

Hongye Yang y col., ¹⁷ desarrollaron una investigación buscando determinar el efecto del uso combinado de la epigallocatequina 3-galato (EGCG) y la técnica adhesiva húmeda en etanol en restauraciones adhesivas, con un sistema de grabado y lavado de 2 pasos (Single Bond2). Se trabajaron en 60 dientes molares extraídos, distribuidos en 6 grupos de acuerdo a los siguientes criterios: Grupo 1, adhesión húmeda en agua (WWB); grupo 2, WWB con 0,02% (p/v) EGCG; grupo 3, WWB con 0,1% EGCG; grupo 4, adhesión húmeda en etanol (EWB); grupo 5, EWB con 0,02% EGCG; y grupo 6, EWB con 0,1% EGCG. Después de realizar las restauraciones con composite, se evaluaron la fuerza de resistencia a microtracción (MTBS), modos de fallo y nanofiltración interfacial tras 24h de almacenamiento en agua o 10 000 ciclos de termociclado. Independientemente del termociclado, el grupo 5 mostró valores más altos de MTBS que el grupo control. La nanofiltración aumento en todos los grupos

después del termociclado, excepto en el grupo 5. El estudio demuestra que el pretratamiento con etanol y solución de EGCG al 0,02% pueden mejorar efectivamente la fuerza adhesiva inmediata y la estabilidad de sistemas de grabado y lavado, sobre dentina.

Mu-zi LI y col., ¹⁸exploraron los efectos de diferentes modos de fotocurado y la técnica adhesiva húmeda en etanol sobre la fuerza adhesiva a dentina y durabilidad de 3 sistemas adhesivos de grabado y lavado. Dividieron 54 dientes molares extraídos en 3 grupos: Single Bond, Gluma Comfort Bond y N-Bond. Basado en los 3 modos de fotocurado (alta intensidad, intensidad creciente, intensidad standard) y presencia o ausencia de tratamiento previo con etanol, las muestras se asignaron a 6 subgrupos. Se realizaron los procedimientos restauradores, y después de 24h y 6 meses de almacenamiento en agua se sometieron las muestras a las pruebas de microtracción y microscopia electrónica de barrido. Los valores de fuerza adhesiva a las 24h y 6 meses de los grupos de lavado con etanol fueron significativamente mayores que aquellos grupos de lavado con agua en los mismos modos de curado. Con o sin tratamiento previo de etanol, la fuerza adhesiva de los modos de curado a intensidad alta fueron significativamente menores que aquellos modos de curado a intensidad creciente y standard. Las fuerzas adhesivas de las muestras evaluadas tras 6 meses de almacenamiento en agua disminuyeron significativamente en comparación con aquellas de las muestras evaluadas a las 24h. Se concluye que la técnica adhesiva húmeda en etanol y los modos de fotocurado standard y de intensidad creciente, pueden mejorar las propiedades adhesivas a dentina de algunos sistemas adhesivos contemporáneos.

Muhammet Kerim Ayar y col.,¹⁹ investigaron los efectos de la técnica adhesiva húmeda en etanol simplificada y la técnica adhesiva húmeda en agua convencional sobre la nanofiltración a corto plazo en capas híbridas formadas con dos adhesivos de grabado y lavado (Single Bond 2 y Prime & Bond NT). Se utilizaron dientes bovinos para las experimentaciones. Después del grabado y lavado, las superficies dentinarias fueron humedecidas con agua y/o con etanol por 1 min. Luego, se aplicaron los sistemas adhesivos y se realizaron las restauraciones con composite. Después de obtener las muestras, estas se depositaron en una solución de nitrato de plata por determinado tiempo para la evaluación de nanofiltración. Los resultados obtenidos describieron que la técnica adhesiva húmeda en etanol simplificada redujo significativamente la nanofiltración dentro de las interfaces resina-dentina hechas con Single Bond 2 y Prime & Bond NT, pero solo la mejoría de nanofiltración encontrada en Single Bond 2 fue significativa. Concluyen que la técnica adhesiva húmeda en etanol simplificada puede mejorar la calidad de las capas híbridas formadas con adhesivos simplificados de grabado y lavado disponibles comercialmente.

Y. Nishitani y col.,²⁰ se propusieron determinar si las resinas hidrofóbicas pueden integrarse con la dentina húmeda en etanol, en lugar de agua. La hipótesis que se plantearon los autores fue que la dentina húmeda con etanol produciría valores mayores de fuerza adhesiva con las resinas hidrófobas que con dentina húmeda en agua. El estudio examinó la fuerza adhesiva a la microtracción de 5 adhesivos experimentales con diferentes grados de hidrofiliicidad sobre dentina ácido-grabada que fue dejada húmeda en agua, húmeda en etanol o secada con aire. (60 piezas dentales extraídas, divididas en 15 grupos: 5 adhesivos experimentales, 3 técnicas de lavado y secado). Tras realizar las pruebas de tracción, obtuvieron como resultados que para

los 3 tipos de sustratos dentinarios, se alcanzaron valores más altos de fuerza adhesiva con el incremento de la hidrofiliidad de la resina. Los valores más bajos de fuerza adhesiva se obtuvieron sobre la dentina seca, mientras que los valores más altos de fuerza adhesiva fueron obtenidos cuando la dentina fue trabajada humedecida en etanol.

Sauro y col., ²¹evaluaron la micropermeabilidad de 6 adhesivos de grabado y lavado adheridos a dentina. Formó dos grupos principales: adhesión húmeda en agua y en etanol. Después de los procedimientos restauradores, fueron preparadas las muestras para examinarlas bajo microscopia confocal láser de dos fotones. Los resultados indicaron que los especímenes que utilizaron la condición de adhesión húmeda en agua mostraron una impregnación uniforme en las capas híbridas. Las resinas experimentales más hidrófobas mostraron la mayor absorción del trazador fluorescente. Las resinas experimentales más hidrófilas mostraron los valores más bajos de absorción del trazador en las capas híbridas saturadas en agua. Cuando se utilizó la adhesión húmeda en etanol, se observó una menor cantidad significativa del trazador fluorescente en las capas híbridas. La resina experimental más hidrófila y Single Bond mostraron una pequeña micropermeabilidad. Claramente, la adhesión húmeda en etanol sella la dentina significativamente mejor que la adhesión húmeda en agua, independientemente del adhesivo en los sistemas de grabado y lavado.

3.2. BASES TEÓRICAS

PATOLOGÍAS DENTALES

Las enfermedades bucodentales más frecuentes son la caries, las afecciones periodontales (de las encías), el cáncer de boca, las enfermedades infecciosas bucodentales, los traumatismos físicos y las lesiones congénitas.

En términos mundiales, entre el 60% y el 90% de los niños en edad escolar y cerca del 100% de los adultos tienen caries dental, a menudo acompañada de dolor o sensación de molestia; y, entre el 16% y el 40% de los niños con entre 6 y 12 años padecen traumatismos bucodentales debidos a la falta de seguridad en los parques infantiles y escuelas, los accidentes de tránsito y los actos de violencia.²²

La patología dental es una razón común de consulta odontológica; en general, la necesidad de un tratamiento restaurador es establecida de acuerdo al tipo y tamaño de la lesión relativo a la etiología, los síntomas, la edad del paciente y las demandas del mismo. Los tratamientos pueden ser tan básicos como monitoreos del estado de la lesión, modificaciones de la conducta del paciente, medicaciones tópicas o sistémicas (p.ejm., flúor) para remineralización del tejido dental, mientras que algunos tratamientos restauradores no pueden evitarse en situaciones de lesiones avanzadas de caries dental y/o cavidades.³⁰

Las siguientes patologías dentales son las lesiones más comunes que deberían ser mejor restauradas con materiales compuestos basados en resinas para recuperar tanto la función como la estética.

A. **Caries Dental.** Caries es un proceso localizado, destructivo y progresivo en el cual:

- i. Primero, el componente mineral de los tejidos duros dentarios (esmalte, dentina expuesta y cemento) se disuelve debido a disturbios repetitivos en el equilibrio entre el medio oral y los dientes, como consecuencia de una disminución localizada del pH por la producción microbiana de ácidos en la presencia del sustrato adecuado.
- ii. Segundo, el componente orgánico es destruido. A menos que la lesión sea detenida, en el tiempo resultan en cavitaciones.²⁴

Si los 1-1.5L de saliva producidos diariamente (pH~7) no estuviesen super-saturados en calcio, fosfatos, carbonatos y OH⁻, el principal constituyente de los tejidos dentales duros, la hidroxiapatita, se disolvería gradualmente.

Las coronas dentarias están cubiertas con placa, un biofilm viscoso que alberga bacterias con numerosos microsistemas. Algunas bacterias producen ácidos desde los sustratos presentes en la placa, pero la acción buffer de la saliva previene una caída en el pH, hasta que la producción ácida resulta excesiva. A un pH alrededor de 5,5 el ambiente está infrasaturado con respecto a la hidroxiapatita, lo que luego conlleva a su disolución. Una vez que el sustrato disponible se agota, la producción ácida se detiene, la acción salival neutraliza el pH y comienza la remineralización. Periodos repetidos de desmineralización durante los periodos más largos requeridos para la remineralización resultan en una pérdida neta de minerales del esmalte, permitiendo la formación de la lesión cariosa. Inicialmente, una lesión cariosa consiste de espacios intercristalinos más anchos,

o poros, los cuales se manifiestan clínicamente como una mancha blanca opaca y rugosa. La cavitación empieza después de numerosos ataques ácidos prolongados.²⁴

La dentina careada se diferencia en 2 capas: la dentina infectada (más externa) y dentina afectada (más interna). Tal como fue reportado por Fusayama y Terachima, la dentina infectada (DI) y la dentina afectada (DA) tienen diferentes estructuras químicas y morfológicas. La DI está infectada y altamente desmineralizada, y las fibras colágenas degeneradas han perdido el enmallado que está normalmente presente en una dentina sana. Por lo tanto, la DI debe ser removida antes de iniciar un tratamiento restaurador. Por otro lado, se considera que la DA puede ser remineralizada. Las fibras colágenas muestran cambios mínimos en el enmallado, y por esta razón la DA puede preservarse durante el tratamiento. Sin embargo, la DA contiene una deposición intratubular de minerales ácido-resistentes y es probable la impermeabilidad al agua. La dentina intertubular es más porosa que la dentina sana debido a una desmineralización parcial. Estas variaciones estructurales en la DA entregan un gran desafío para la adhesión a dentina.²⁵

B. **Fractura Dentaria.** El trauma dental es una afección dento/periodontal causada mecánicamente y que comúnmente es una causa de fractura dentaria. Un diente con fractura expuesta en dentina esta propenso a inflamación pulpar vía la penetración de toxinas bacterianas así como otros productos tóxicos de la cavidad oral a través de los túbulos dentinarios. Adicionalmente, los estímulos químicos y físicos pueden inducir hipersensibilidad dentinaria. Como resultado, además de las razones estéticas,

esta área está en necesidad urgente de recubrimientos para proteger el complejo pulpar.²⁶

C. Pérdida de estructura dentaria

i. **Abrasión.** Es el proceso mecánico anormal en el cual la superficie dentaria se pierde por fuerzas de fricción directas entre la superficie dentaria y un medio abrasivo. Las lesiones de abrasión son consecuencia comúnmente de técnicas de cepillado inapropiadas. La apariencia de las lesiones son comúnmente descritas como en forma de “V” localizadas en la porción cervical facial de múltiples dientes. Sin embargo, la localización y la forma de las lesiones pueden variar de acuerdo a las causas, por ejemplo, masticación de tabaco, palillos mondadientes, e hilo dental.²⁷

ii. **Abfracción.** El término abfracción fue propuesto en primer lugar por Grippo JO. Fue definida como “la pérdida patológica de sustancia dentaria causada por fuerzas de carga biomecánica que resultan en flexión y falla en esmalte y dentina en una localización distante de la carga”. Las lesiones de Abfracción usualmente tienen apariencia de lesiones en forma de “V” en el área cervical lingual o vestibular con la base apuntada hacia las superficies proximales.²⁸ Diversas investigaciones se han llevado a cabo para determinar el o los elementos causales de esta condición: Sólo pocos estudios han demostrado que las cargas oclusales están relacionadas

con las abfracciones; la superficie bucal es la más afectada, mientras que la superficie lingual es la menos afectada. Si la flexión de los dientes es responsable, ocurriría un daño igual en las superficies linguales y bucales; el daño no progresa más allá de la cresta gingival (en vez de en la cresta ósea), que es donde la teoría sugiere que la flexión debería ser la peor; no todas las personas con las lesiones demuestran desgaste oclusal (bruxismo), y no todas las personas con desgaste oclusal severo exhiben abfracciones; muchos casos muestran la ausencia de un antagonista al diente afectado. Si el daño continúa, o el daño empieza después de la extracción del diente antagonista, entonces el bruxismo no puede ser la causa.²⁹

- iii. *Erosión*. Se refiere a la pérdida irreversible de tejido dental duro por procesos químicos en la ausencia de placa. Estos procesos están relacionados con la disolución de minerales de la estructura dental que ocurre por el contacto con un ácido. Los factores erosivos pueden ser extrínsecos como jugos de fruta, bebidas o comidas ácidas, y productos industriales, así como factores intrínsecos incluyendo ácidos gástricos regurgitados en el esófago y la cavidad oral como síntoma de algunas condiciones como el reflujo gastro-esofágico, anorexia nervosa y bulimia.³⁰

MATERIALES DENTALES BASADOS EN RESINA

Composites son materiales compuestos, que consisten de dos o más materiales diferentes (p.ejm. Resina más relleno) con propiedades muy divergentes (mecánica, física, química o biológica) y excelente coherencia. Un composite une las propiedades de los materiales combinados. El hueso y la dentina son ejemplos de un composite, donde cristalitos ultrafinos de hidroxiapatita inorgánica rodean el material orgánico, colágeno, para formar así un material coherente y fuerte. De manera individual, los componentes serían inapropiados para la función del hueso o la dentina; los cristales finos aislados carecerían de coherencia, mientras que el colágeno (sin los cristales) actuaría como un material de caucho.³² En odontología, las resinas compuestas son una mezcla compleja de resinas polimerizables mezcladas con partículas de rellenos inorgánicos.³¹ Poco tiempo después de la introducción de polímeros sintéticos para uso industrial, se realizaron los primeros esfuerzos para encontrar una aplicación dental a estos materiales de fácil procesamiento y bajo costo, que generalmente están hechos para adherirse a la estructura dentaria vía retención micromecánica. La principal desventaja radica en que la polimerización es acompañada de una contracción considerable.

La primera generación de resinas compuestas, silicato, fue introducida en 1878. Este material tenía dos partes; un polvo de vidrio de alúmina ácido-soluble y un líquido basado en ácido fosfórico. Al mezclarlos, el material forma una matriz de gel de silica reforzada con partículas residuales de vidrio. El uso del silicato disminuyó como resultado de fracasos clínicos tempranos, alta solubilidad en fluidos orales, pérdida de translucidez y fisuración superficial. En 1960 se introdujo una nueva generación de materiales restauradores de coloración semejante al diente, con propiedades

mecánicas mejoradas y mejor rendimiento clínico. Este material estaba basado en di-metacrilato incorporado con rellenos para mejorar la resistencia al desgaste, la estabilidad dimensional, y el coeficiente de expansión térmica. Esto marcó el inicio de una nueva era de los materiales compuestos basados en resina.²³

Las resinas compuestas pueden clasificarse de acuerdo al tipo y la cantidad de los componentes, propiedades de los rellenos o las fases de la matriz, sus propiedades de manipulación, composición de la matriz (Bis-GMA o UDMA), o método de polimerización (auto-curado, curado ultravioleta, fotocurado, curado dual, curado secuencial). Sin embargo, las clasificaciones comunes están basadas en el tamaño de la partícula de relleno (mega-relleno, macro-relleno, micro-relleno, y nanorelleno), forma, y distribución del relleno. El composite con partículas de tamaños diferentes es llamado *híbrido* y el composite con resina prepolimerizada es llamado *heterogéneo*.²⁷

Los composites modernos son materiales rígidos y estables, con valores de dureza similares a la estructura dentaria. Desafortunadamente, su polimerización está acompañada de contracción. Esto afecta la integridad marginal de la restauración porque el material se desprenderá potencialmente de las paredes de la cavidad a medida que se fija. El estrés de polimerización en la restauración adhesiva es proporcional a la contracción de polimerización y a la rigidez del material. Sin embargo, estos materiales son unidos adhesivamente a las paredes de la cavidad. Desafortunadamente, las fuerzas contráctiles exceden la fuerza adhesiva de los adhesivos dentales. El flujo de compensación de estrés por contracción sólo es posible a partir de superficies libres y no unidas. Por lo tanto, la tensión en las restauraciones adhesivas depende también de la configuración de la restauración.³² El factor de configuración (C) es definido

como la razón entre las superficies adheridas y no adheridas de la restauración.³³ Para contrarrestar la contracción, el factor de configuración es bajo para restauraciones clase IV y alto para clases I, II, III y ocasionalmente para clase V.

SISTEMAS ADHESIVOS RESINOSOS

La adhesión une dos materiales en contacto íntimo a través de una interfaz. En física, adhesión se refiere a fuerzas de atracción entre partículas a distancias atómicas. En la literatura dental, la palabra adhesión es usualmente utilizada para 3 mecanismos diferentes de adhesión o una combinación de los tres. Estos mecanismos son:

- Adhesión química, la cual está basada en fuerzas de valencia primaria; las partículas cargadas son intercambiadas entre los dos materiales, por ejm., uniones iónicas, covalentes y metálicas.
- Adhesión física, que depende de fuerzas de valencia secundaria; las fuerzas de atracción se producen en la interacción de dipolos o en la interacción de las nubes de electrones no blindadas.
- Adhesión mecánica, que se refiere a la penetración de un material dentro del otro a un nivel microscópico.³²

Las resinas compuestas tienen limitaciones en su habilidad para fluir y adaptarse a una pared cavitaria y, por lo tanto, no se adhiere bien a la estructura dentaria. Para promover la adhesión entre una resina compuesta y la estructura dentaria, se utilizan los adhesivos resinosos para humectar las paredes de la cavidad antes de la colocación de la resina compuesta.^{27,}

³⁴ El desenvolvimiento clínico de los sistemas adhesivos depende en gran parte de su composición.

El objetivo principal de los adhesivos dentales es proporcionar retención a las resinas compuestas o cementos resinosos. Además de soportar las fuerzas mecánicas, y en particular el estrés de contracción del composite de revestimiento, un buen adhesivo también debe ser capaz de evitar filtraciones a lo largo de los márgenes de la restauración. Clínicamente, el fracaso de las restauraciones ocurre más a menudo debido a un sellado inadecuado, con la consiguiente decoloración de los márgenes de la cavidad, que debido a la pérdida de retención.³⁵

D. Implicancias y composición de los sistemas adhesivos dentales. Independientemente del mecanismo de adhesión, los ingredientes básicos de los sistemas adhesivos son: monómeros de resina acrílica, solventes orgánicos, iniciadores, inhibidores, y algunas veces partículas de relleno.³⁵ Sin embargo, la composición proporcional de cada uno de estos elementos difiere entre las diferentes clases de adhesivos y fabricantes.

i. Monómeros Resinosos.

Con el fin de obtener una buena unión covalente entre el adhesivo y el composite de revestimiento, los adhesivos dentales contienen monómeros resinosos que son similares a aquellos en las resinas compuestas. Al igual que los composites, la resina curada en el adhesivo, también llamada matriz, funciona como un esqueleto que proporciona continuidad estructural y, por lo tanto, propiedades físico-mecánicas tales como resistencia. Por ello los monómeros resinosos se consideran los elementos más importantes de los adhesivos. La estructura básica de un

monómero incluye un o más grupos polimerizables, en su mayoría grupos vinilo ($-C=C-$), adherido a un espaciador. Algunos monómeros resinosos pueden contener grupos funcionales responsables de reacciones químicas específicas.

Existen diferentes tipos de grupos polimerizables, y también así sistemas resinosos. Los monómeros acrilatos, y especialmente los metacrilatos son los más comunes. En general, las ventajas de los sistemas acrílicos son una reacción de polimerización radical fácil, y su carácter incoloro e insípido.³⁶ La principal diferencia entre acrilatos y metacrilatos (un grupo metil adicional) es su reactividad. En contraste con los metacrilatos, los enlaces dobles de los acrilatos son mucho más reactivos y pueden por lo tanto pueden plantear problemas de vida útil y biocompatibilidad.³⁷ Además, los metacrilatos son menos sensibles a la inhibición por oxígeno. Tanto acrilatos como metacrilatos son vulnerables a degradación por agua (hidrólisis) del grupo éster (R_1-CO-R_2).³⁸

Un espaciador es comúnmente una cadena alquílica que consiste únicamente en átomos de carbono e hidrógeno. Los ésteres, anillos aromáticos o amidas pueden injertarse en un espaciador para alterar la flexibilidad y reactividad de los monómeros resinosos. Aunque un espaciador no es responsable de una reacción química específica, imparte características de un monómero resinoso. El tamaño del espaciador influye la viscosidad de la resina y, por lo tanto, la habilidad de humectancia y penetrabilidad de las resinas adhesivas. La polaridad o hidrofobicidad del espaciador determina parcialmente la solubilidad del monómero resinoso en un solvente basado en la regla

“semejante disuelve lo semejante”. Por otra parte, los monómeros con espaciadores hidrófilos están sujetos a degradación hidrolítica.

Basado en la estructura de los monómeros arriba descritos, se puede clasificar a los monómeros resinosos en 2 grupos; monómeros reticulados y monómeros funcionales.³⁵

a. **Monómeros reticulados.** Las reticulaciones son uniones entre cadenas de polímeros separadas o segmentos de cadenas de polímeros y son ideales para formar una matriz polimérica rígida y fuerte. Para formar una malla reticulada, los monómeros reticulados necesitan tener por lo menos 2 grupos polimerizables. Comúnmente, estos monómeros tienen alto peso molecular y exhiben propiedades. Por lo tanto, estos monómeros tienen menor probabilidad de infiltrar en la dentina desmineralizada hidrófila y están incorporados en su mayoría en la resina adhesiva que en el primer. Algunos ejemplos de monómeros reticulados son el bisfenol A diglicidil metacrilato (BisGMA), uretano dimetacrilato (UDMA), trietilen glicol dimetacrilato (TEGMA), y polietilen glicol dimetacrilato (PEGDMA). Estos monómeros juegan un rol importante en el refuerzo de la capa adhesiva resinosa y aumentan la estabilidad hidrolítica.²³

b. **Monómeros funcionales.** Estos monómeros son utilizados para 3 objetivos principales: para grabar y formar uniones químicas con la estructura dentaria, para facilitar

la infiltración de monómeros en la dentina desmineralizada hidrófila, y para liberar flúor. La capacidad de grabado de cada monómero varía de acuerdo a su acidez. Lo siguiente es una lista de grupos funcionales comunes ordenados desde el más ácido al menos ácido: ácido sulfónico, fosfónico, fosfórico, ácido carboxílico, y alcohol (muy bajo). La mayor parte de los monómeros funcionales solo tienen un grupo polimerizable, como el 10-metacriloxidecil dihidrógeno fosfato (10-MDP), 4 metacriloxietil trimelitato anhídrido (4-META), y 2 hidroxietil metacril dihidrogeno fosfato (HEMA-fosfato).³⁵

Los monómeros funcionales formaran polímeros lineales tras el curado, en contraste a los reticulares que forman polímeros reticulados. Debido a su polaridad, los monómeros funcionales se consideran hidrófilos. Es probable que sean miscibles en agua y tiendan a infiltrar en dentina desmineralizada mejor que los monómeros hidrófobos reticulares. HEMA es el monómero funcional más común utilizado como co-monómero en “primers” para aumentar la penetración de la resina. Sin embargo, el incorporar monómeros hidrófilos en los adhesivos resinosos, se incrementa la sorción de agua y degradación hidrolítica, y por ello se reduce la durabilidad adhesiva.³

Algunos monómeros funcionales poseen la habilidad de formar uniones reticulares por contener grupos funcionales y más de dos grupos polimerizables; por ejemplo dietilmetacrilato pirolítico (PMDM) o dipentaeritritol pentaacrilato monofosfato (PENTA).²³

ii. Solventes

Los adhesivos dentales son mixturas de co-monómeros y los monómeros de estos adhesivos están usualmente solvatados en solventes orgánicos y agua. Los solventes más utilizados en sistemas adhesivos dentales son el etanol, la acetona y el agua.³⁹ Los adhesivos comerciales pueden contener hasta 80% en peso de solvente.

En primer lugar, los solventes en los sistemas adhesivos actúan como vehículos que ayudan a transportar las mixturas de co-monómeros y los iniciadores hacia el diente. En segundo lugar, estos solventes ayudan a diluir los monómeros viscosos y facilitan su infiltración en la dentina desmineralizada. Es importante una proporción adecuada entre solvente y monómeros en una superficie adecuada de dentina húmeda desmineralizada para conseguir una alta resistencia de fuerza adhesiva.⁴⁰ En contraste de la adhesión a dentina, el solvente no es necesario para la adhesión a esmalte. El esmalte grabado no requiere un proceso de “priming”, ni la eficacia de la adhesión se ve afectada por la aplicación de un primer.

En general, las propiedades físicas de un solvente, como viscosidad, tensión superficial, temperatura de ebullición, presión de vapor, parámetros de solubilidad y capacidad de enlaces hidrógeno, son características importantes cuando se los considera para su inclusión en sistemas adhesivos dentales.⁷

Acetona, es un solvente muy efectivo para la remoción de agua de la dentina. Es por ello, que también ha sido denominado como

“cazador de agua”. Los adhesivos basados en acetona son menos viscosos que los basados en etanol, ya que la viscosidad de la acetona es tres veces menor que la del etanol (0,3 cP vs 1,1 cP), facilitando su penetración en la dentina desmineralizada.⁴¹ Sin embargo, los adhesivos dentales con acetona como solvente son altamente sensibles al agua residual presente en la superficie dentinaria. Cuando se utiliza un sistema adhesivo de grabado y lavado en dentina con acetona como solvente, la dentina desmineralizada nunca debe ser secada con aire, ya que la capacidad de enlaces hidrógeno de la acetona [δh : $7 \text{ (J/cm}^3)^{1/2}$] es mucho menor que la del colágeno desmineralizado reseco [δh : $42,3 \text{ (J/cm}^3)^{1/2}$], es incapaz de re-expandir las fibras de colágeno colapsadas. Por lo tanto, en última instancia esto conducirá a una infiltración deficiente de los monómeros de resina en la dentina desmineralizada.⁴² Algunos autores han concluido que es absolutamente necesario mantener húmeda la dentina desmineralizada antes de la aplicación de un sistema adhesivo basado en acetona libre de agua. En comparación a otros solventes, la acetona tiene una alta presión de vapor (184 mmHg). Como resultado de esta propiedad, este solvente se evapora fácilmente de los adhesivos dentales durante su uso frecuente o incluso durante su almacenamiento, afectando su tiempo de vida útil.⁴³ La alta volatilidad de la acetona está relacionada a su pobre capacidad de formar enlaces hidrógeno con el agua y con los monómeros en el adhesivo resinoso.

Etanol es actualmente el solvente más utilizado en los sistemas adhesivos comerciales. Es incorporado solo o con agua como co-

solvente. En los adhesivos de auto-grabado, el etanol es capaz de ionizar monómeros ácidos, aunque con una capacidad menor que la del agua. La presión de vapor del etanol (40 mmHg), aunque menor que el de la acetona (184 mmHg), es aún mucho mayor que la del agua (17 mmHg).⁴⁴ Una ventaja de la combinación HEMA/etanol, en lugar de HEMA/agua en el primer es que, el etanol debido a su relativamente mayor presión de vapor que el agua, facilitaría la remoción de agua de la dentina desmineralizada después de la infiltración de los monómeros y ayudaría adicionalmente en la reducción de la nanofiltración en la capa híbrida.⁴⁴ La otra propiedad principal del etanol es su alta capacidad de enlaces hidrógeno [δh : 19,4 (J/cm³)^{1/2}]. Dado esto, es capaz de re-expandir la matriz de colágeno colapsada debido a un resecado excesivo con aire, pero no con la magnitud del agua. La formación de enlaces hidrógeno entre moléculas de agua y etanol es la llave para una mejor evaporación de los agregados agua-etanol comparado con moléculas puras de agua. El etanol permite la formación de algunos enlaces hidrógeno interpeptídicos en la matriz colágena. Estas uniones previenen que la matriz colágena se contraiga completamente durante la evaporación del solvente, preservando de este modo los espacios interfibrilares para la penetración de los monómeros.²³

Agua, es un solvente polar fuerte. En la técnica adhesiva húmeda utilizada en el procedimiento adhesivo a dentina, el agua ya está presente en la superficie dentinaria y en toda la profundidad de la desmineralización. Por ello, es lógico incorporar agua como solvente en los sistemas adhesivos. En general, la capacidad de

enlaces hidrogeno del agua [δh : 42,3 (J/cm³)^{1/2}] es mucho mayor que la capacidad de enlaces hidrógeno interpeptídicas entre las resecadas fibras colágenas desmineralizadas [δh : 18,2 (J/cm³)^{1/2}]. Esta propiedad del agua ayuda en la separación de las fibras colágenas desmineralizadas y mantiene los espacios interfibrilares para la difusión de los monómeros y solventes.⁴⁴ El agua está casi siempre incorporada en los adhesivos auto-grabantes, debido a que los monómeros acídicos necesitan ionizarse (en agua) para poder desmineralizar la dentina.⁴⁵ Cuando se incorporan en adhesivos de grabado y lavado, el agua como solvente puede re-expandir las fibras colágenas desmineralizadas colapsadas a causa de un resecado por aire. En esta propiedad, el agua es muy superior a la acetona y el etanol, debido a su mayor capacidad de enlaces hidrogeno.⁴² La presión de vapor de agua (17 mmHg) es mucho menor que la del etanol (40 mmHg) y la acetona (184 mmHg). Por ello, es difícil remover el agua residual de los adhesivos basados en agua, después de su infiltración en la dentina desmineralizada, porque el agua fuertemente enlazada con hidrógenos.⁴⁴

iii. Relleno

Mientras que las resinas compuestas por definición, siempre contienen partículas de relleno, este no es el caso de los adhesivos dentales. Los sistemas adhesivos para la adhesión de restauraciones directas tradicionalmente no contienen partículas de relleno.⁴⁶ Los rellenos se pueden agregar a los adhesivos por diversas razones. La capa adhesiva, situada entre la resina compuesta y el diente, se considera una unión débil debido a su

baja resistencia a la tracción y bajo módulo de elasticidad.⁴⁷ Por analogía con las resinas, varios autores han sugerido que la adición de rellenos puede fortalecer la capa adhesiva. Los fabricantes usualmente agregan partículas de relleno para modificar la viscosidad de los adhesivos. Además, su efecto espesante evita un adelgazamiento excesivo de la capa adhesiva.⁴⁸ Se ha demostrado que los adhesivos con relleno producen capas adhesivas más gruesas; capas adhesivas más gruesas pueden proveer también una disminución al estrés de contracción producido por la resina compuesta, gracias a su alta elasticidad inherente.

Con respecto a la composición del relleno, pasan de la gama de dióxido de silicio a cristales de silicato compuestos que contienen átomos de metales pesados tales como bario y estroncio, adaptados para proporcionar radioopacidad a la resina. Sin embargo, la mayoría de las resinas adhesivas rellenas para la adhesión de materiales compuestos contienen sólo dióxido de silicio puro (ya sea sílice coloidal o sílice pirogénica) y, por consiguiente, no son radiopacos.³⁵

iv. Iniciadores

Los iniciadores son moléculas que poseen enlaces débiles con energías de disociación de unión bajas. Tras la activación, estas moléculas se disocian en radicales y promueven la polimerización por radicales libres. Aunque solo se utilizan muy pequeñas cantidades, usualmente 0,1-1% en peso, de iniciadores en los sistemas adhesivos, estos influyen extremadamente en el grado de conversión y, en consecuencia, en las propiedades físicas de la matriz polimérica resultante.⁴⁹

Los radicales pueden ser producidos por una variedad de métodos: térmicos, fotoquímicos y/o redox. En las resinas compuestas y sus adhesivos, se utilizan iniciadores redox y fotoactivados. Los Fotoiniciadores absorben energía electromagnética (fotocurado), mientras que los iniciadores redox necesitan la adición de otro componente (autocurado o curado químico). La elección entre fotocurado o auto-curado dependerá del propósito del sistema adhesivo. Cuando se agregan tanto foto-iniciadores como iniciadores de curado químico, la resina adhesiva se la denomina de curado dual. El objetivo de este mecanismo doble en las resinas de curado dual es principalmente la aceleración de la polimerización y consecuentemente lograr un mayor grado de conversión de monómeros, especialmente en áreas remotas o escondidas de la fuente de luz.³⁵

a. **Fotoiniciadores.** Son iniciadores que experimentan descomposición ante la exposición a una luz con determinada longitud de onda. Este tipo de iniciadores permiten la polimerización bajo demanda. Una vez que los iniciadores son expuestos a una suficiente intensidad de la luz con la longitud de onda apropiada por un periodo apropiado de tiempo, la tasa de polimerización avanza muy rápido. Se obtiene una mayor tasa de polimerización y un mayor grado de conversión con los Fotoiniciadores en comparación con los iniciadores químicos. Debido al flujo constante del fluido pulpar, un curado rápido boquea este fluido y reduce las chances de una pobre polimerización por contaminación con fluidos y separación de fases dentro de la capa adhesiva. Las limitaciones generales de

los adhesivos de foto-curado son la accesibilidad de la luz, compatibilidad de longitud de onda con los perfiles de emisión de las unidades fotopolimerizables, y decoloración de la resina debido al color de los iniciadores y sus productos de reacción.

23

Canforquinona (CQ)/sistema co-iniciador. Entre los fotoiniciadores más populares en los adhesivos (y también resinas compuestas) está la CQ en conjunción con un co-iniciador. Después de la excitación por la luz azul, se formará un complejo excitado que formará radicales por “sustracción de hidrógenos”. Las aminas son eficientes donadoras de hidrógeno, y son usados extensivamente. La CQ es un excelente fotoiniciador que absorbe un amplio espectro de longitudes de onda, desde 360 a 510nm, con un pico de absorbancia alrededor de 468nm (luz azul); a este nivel sufre un clivaje alfa para dejar a la CQ activada en estado triplete la cual tiene un tiempo de vida corto (0,05ms). Debido a que este estado triplete necesita reaccionar con una amina para formar radicales libres, es esencial que este estado triplete encuentre una molécula amina antes de que se desactive.⁵⁰ La CQ en estado triplete interactúa con una amina para formar un complejo excitado llamado “exiplex”. La sustracción del protón ocurre dentro de este “exiplex” con la amina como donadora del hidrogeno. Esta sustracción de hidrógeno permite la formación de 2 radicales: el radical alfa formado por la molécula amina, radical aminoalquilo, es responsable de la iniciación de polimerización por radical libre; mientras que el otro radical libre en la molécula de CQ está envuelto en la reacción de

terminación.⁵¹ La iniciación de la polimerización del radical CQ está limitada por el impedimento estérico de su molécula, lo que significa que el radical se forma sobre un átomo de carbono que está encerrado por la estructura de la molécula de CQ, dificultando así el contacto con grupos polimerizables en las moléculas de monómeros/polímeros. Las aminas aromáticas y alifáticas son buenas dadoras de hidrógenos.³⁵ Se han realizado diversas investigaciones para determinar la proporción ideal de CQ:amina, y se ha sugerido que la proporción 1:1,5 a 1:2 por peso resulta en un alto grado de conversión de los co-monómeros BisGMA/TEGMA.⁵² Es importante notar que el exceso de aminas no producen una mayor conversión, de manera contraria, pueden atrapar radicales en la reacción de terminación y convertirse en un retardador.

El sistema canforquinona/amina es compatible con la mayoría de unidades de luz Halógena y LED. Basado en la regla “lo semejante disuelve lo semejante”, el sistema hidrófobo CQ/amina es compatible con monómeros resinosos hidrófobos. Por el contrario, debido a los co-iniciadores amina, este sistema no es compatible con los monómeros acídicos. Las reacciones ácido-base entre aminas y monómeros acídicos reducen la cantidad de amina disponible para la formación de radicales libres y dar lugar al proceso de polimerización.²³

Para superar las limitaciones del sistema CQ/amina, se han desarrollado Fotoiniciadores alternativos. 1-fenil-1,2-propaindiona (PPD), un fotoiniciador de foto-fragmentación hidrófobo, se introdujo como un fotosensibilizador potencial que

proporciona un color más claro en comparación con las CQ/amina convencionales.⁵³

Los óxidos de acilfosfina son un grupo de fotoiniciadores hidrofóbicos de foto-fragmentación que pueden sufrir escisión intramolecular tras la activación. Los iniciadores en este grupo tienen máxima absorción de luz en la región UV. Sin embargo, su perfil de absorción se extiende también en la región de luz visible.⁵⁴

El primer ejemplo de compuestos en este grupo es el óxido de 2,4,6-trimetilbenzoil-difenilfosfina conocido como *Lucerina TPO*. Este fotoiniciador tiene un pico de absorción entre 340-430nm el cual es incompatible con el perfil emitido entre 450-500nm de la primera y segunda generación de unidades de fotocurado LED. Una molécula de TPO puede atravesar un clivaje intramolecular para producir 2 radicales activos sin un co-iniciador amina. Sin embargo, TPO tiene menos profundidad de curado en comparación a la CQ/amina convencional y debido a ello plantea una preocupación con respecto a la polimerización eficiente en resinas compuestas “bulk fill”. Para capas adhesivas finas, se puede considerar a la Lucerina TPO como un iniciador eficiente con un potencial para ser utilizado con un corto periodo de tiempo de fotocurado.⁵⁵

El segundo ejemplo de iniciador en este grupo es el óxido de bis(2,3,6-trimetilbenzoil)-fenilfosfina o *Irgacure 819* (BAPO). Un estudio previo que el perfil de absorción de Irgacure 819 se extendía más hacia la región de la luz azul visible en comparación a Lucerina TPO y, por lo tanto, era más compatible

con las unidades LED de fotocurado.⁵⁴ Desde que se desarrolló la tercera generación de lámparas de curado LED poli-onda para emitir más de una longitud de onda que abarca tanto el rango de 440-470nm como el de la región cercana a UV, por debajo de 420nm, los fotoiniciadores de óxido de acilfosfina especialmente Irgacure 819 pueden ser activados más eficientemente.⁵⁶ Irgacure 819 con la capacidad de generar hasta 4 radicales por molécula puede ser un fotoiniciador prometedor para la próxima generación de adhesivos de resina. Estudios adicionales son necesarios para revelar el proceso de generación de radicales libres y la eficiencia de polimerización de Irgacure 819.

b. Iniciadores Químicos. Los sistemas de iniciadores químicos consisten en 2 componentes separados; iniciador y co-iniciador. La reacción de polimerización comienza tras la mezcla de estos dos componentes. El iniciador químico más común es el peróxido de benzoilo (BPO) y el co-iniciador más común es una amina aromática terciaria. En conjunción con una amina, se pueden formar 2 radicales a través de una reacción REDOX; uno en la molécula de BPO y otro en la molécula de amina. Es un sólido cristalino, incoloro, que es muy poco soluble en agua, pero soluble en etanol y acetona. Como todos los peróxidos orgánicos, BPO sufre una fotólisis lenta cuando es expuesto a la luz, debido a ello los adhesivos de auto-curado deben ser recubiertos y/o almacenados siempre bajo oscuridad. Las temperaturas elevadas también favorecerán la formación de radicales. Por lo tanto, se recomienda el almacenamiento en el

refrigerador. Cuando se disuelve en agua, el BPO experimenta una hidrólisis rápida, dependiendo del pH (mejor vida útil a pHs ácidos). Como consecuencia, el BPO no debe usarse en adhesivos que contengan agua, a menos que se almacene en una botella diferente. El uso del co-iniciador amina también proporciona las limitaciones presentadas en fotoiniciadores que contienen co-iniciadores de amina; inestabilidad del color, incompatibilidad con monómeros ácidos y efecto inhibidor a altas concentraciones.³⁵

Los iniciadores químicos son beneficiosos cuando no es posible el fotocurado. Sin embargo, debido a la cantidad de deficiencias de los iniciadores químicos, se recomienda utilizar sistemas resinosos fotopolimerizables cuando sea posible. La velocidad de polimerización de una resina a curado químico es más lenta que la de una resina foto-curada. Esta tasa de curado lento contribuye al riesgo de contaminación con fluido dentinario en adhesivos de resina; por lo tanto, la eficacia de la polimerización con iniciadores químicos está más comprometida.²³

v. Inhibidores

Los inhibidores añadidos a las resinas dentales son en realidad antioxidantes que son capaces de eliminar los radicales libres procedentes de iniciadores reaccionados prematuramente. Especialmente en condiciones extremas de almacenamiento, tales como altas temperaturas (por ejemplo durante el transporte), algunas moléculas iniciadoras pueden descomponerse o reaccionar espontáneamente para formar radicales. Los inhibidores y retardadores prevendrán entonces la iniciación y propagación

espontáneas de la reacción de polimerización de radicales libres mediante la rápida extinción de estos radicales.³⁶ Por tal razón, podemos decir que los inhibidores promueven el tiempo de vida útil. La concentración necesaria de inhibidores depende de la inestabilidad inherente de los monómeros en los adhesivos (acrilatos vs metacrilatos). A pesar de ello, la cantidad de inhibidores en los adhesivos debe ser mínima para evitar retraso en la polimerización.

E. Clasificación actual de los sistemas adhesivos

Históricamente, los adhesivos dentales fueron clasificados en “generaciones”, la cual – después de algunos años – se convirtió en algo confuso. Una nomenclatura basada en los componentes tampoco resultó ser práctica; eran propuestas que no describían una característica propia del producto, sino tenían un sentido comercial. Es debido a ello que los adhesivos contemporáneos están clasificados basados en un régimen clínico en adhesivos: “Grabado y lavado” (etch and rinse) y “auto-grabantes” (self etch).⁷

i. Adhesivos “etch and rinse”

El sistema “etch and rinse” (E&R) o “total etch” fue introducido por primera vez por Fusayama en 1980. Son considerados como “Gold Standard” por la predictibilidad adhesiva a la estructura dentaria. Este sistema envuelve un grabado simultáneo de la dentina y el esmalte por un agente desmineralizador (principalmente ácido fosfórico), el cual luego es removido por un

lavado con agua. Generalmente, el tiempo de grabado no es menor a 15 segundos seguido de un lavado con agua por 10-15 segundos. Los adhesivos contemporáneos en esta categoría tienen 3 pasos: grabado, imprimado y una aplicación separada del agente adhesivo propiamente dicho, y son llamados de 3 pasos. Los adhesivos E&R simplificados que combinan el imprimado y el adhesivo en un solo paso, son conocidos como de 2 pasos.^{23, 57}

La buena adhesión a esmalte de los adhesivos E&R es atribuida a la morfología particular de la interfase obtenida después del grabado del esmalte con ácido fosfórico a concentraciones entre 34-37%. El tratamiento con ácido fosfórico remueve la capa de barrillo dentinario y, típicamente, crea una superficie porosa en forma de panal. Esta puede ser penetrada por un agente adhesivo de baja viscosidad absorbido por atracción capilar.⁵⁸ Después de la polimerización del agente adhesivo, se logra una fijación duradera a la superficie del esmalte mediante retención micromecánica. El mecanismo predominante de unión de las resinas compuestas al esmalte grabado con ácido fosfórico es mediante la formación de extensiones de resina de tipo “macro-tags” dentro del espacio que rodea a los prismas y extensiones de resina tipo “micro-tags” como resultado de la infiltración de resina dentro de las diminutas fosas en los núcleos de los prismas grabados.⁵⁷

En dentina, un agente grabador remueve completamente la capa de “barrillo dentinario” y disuelve el contenido mineral de la dentina intertubular superficial junto con la dentina peritubular que recubre los orificios de los túbulos dentinarios. Después de lavar con agua, la zona desmineralizada restante consiste en contenidos

orgánicos de dentina, principalmente fibrillas colágenas. Los espacios entre las fibrillas de colágeno, llamados espacios interfibrilares, previamente ocupados por hidroxipatita, ahora están llenos de agua. Este escenario permite la infiltración por difusión de adhesivos hidrófilos dentro y alrededor de las fibras colágenas y los “tags” de resina en los túbulos dentinarios. Como resultado, es importante también que los espacios interfibrilares estén preservados antes y durante la penetración de la resina. La formación del biocompuesto de fibras colágenas reforzadas con resina es conocida como capa híbrida. Debido a la naturaleza hidrofílica de la matriz dentinaria desmineralizada saturada en agua (y la naturaleza hidrofóbica de las resinas compuestas), se propuso utilizar consecutivamente diferentes grupos de monómeros; uno con más propiedades hidrófilas (HEMA, o TEGDMA) y el otro con más propiedades hidrofobas (Bis-GMA o UDMA). Los monómeros hidrofílicos funcionales, tradicionalmente contenidos en el *primer*, permiten la penetración del monómero dentro de la matriz desmineralizada, mientras que los monómeros hidrofobos contenidos en el agente adhesivo, aplicados posteriormente, facilitan la adhesión del material de restauración compuesto a la superficie dentinaria acondicionada convirtiéndola así hidrofóbica.⁵⁹ Tras la polimerización, se forma una capa híbrida de 3 a 7µm de grosor compuesta del enmarañado de la resina dentro del colágeno expuesto y es responsable de la retención resina-dentina.⁶⁰ Dentro de los túbulos dentinarios grabados, se forman “tags” de resina por la penetración de monómeros de resina dentro de los túbulos dentinarios. Se ha demostrado que, ni la longitud de los “tags”, ni el grosor de la capa

híbrida, pero sí el número de “tags”; juegan un rol crucial en la adhesión resina-dentina. Debido a pasos separados de grabado y adhesión, los adhesivos E&R encuentran sensibilidad en la técnica, para garantizar la infiltración completa de los espacios creados por la desmineralización.²³

Aunque los *primers* con monómeros y solventes hidrofílicos permiten una mejor infiltración de la resina en comparación a adhesivos no-solvatados o hidrófobos, la disminución en la fuerza adhesiva es observada después largos periodos de almacenamiento en soluciones acuosas (que represente la humedad de la cavidad oral, fluido dentinario). El problema es más pronunciado en los sistemas adhesivos E&R de 2 pasos, ya que actúan como membranas semi-permeables permitiendo la difusión del fluido dentinario a través de la capa adhesiva.² A pesar de las áreas para mejora, el sistema adhesivo E&R de 3 pasos es considerado un gold standard para las resinas adhesivas contemporáneas. Tanto estudios de laboratorio, como clínicos han mostrado que esta técnica provee resultados superiores en el corto y largo plazo en comparación a las resinas adhesivas en otros sistemas.⁷

ii. Adhesivos “self-etch”

Los adhesivos “self-etch” introdujeron el uso de monómeros funcionales acídicos para grabar e imprimir simultáneamente las superficies dentarias a una misma profundidad, y promover la adhesión resina-diente. Los monómeros funcionales son utilizados con la intención de grabar los sustratos dentarios, mejorando la penetración de monómeros y también

(potencialmente) estableciendo una interacción química entre el adhesivo y los sustratos dentales. Los pasos de grabado y lavado son eliminados para reducir la sensibilidad de la técnica reportada en los sistemas E&R.²³

La capa de barrillo dentinario y la fase mineral no son removidas de las superficies pero los monómeros acídicos penetran dentro de los tejidos a través de las porosidades de la capa de barrillo y la capa superficial de la dentina. Esto facilita la interacción de los monómeros tanto con la fase mineral de hidroxiapatita así como con la fase colágena del tejido.⁴² Hasta aquí, los monómeros funcionales utilizados comúnmente en los sistemas adhesivos “self-etch” son monómeros fosfatos, tales como 10-metracriloxidecil dihidrógeno fosfato (MDP) y 2-metacriloxietil fenil hidrogeno fosfato (Fenil-P). Ambos monómeros han sido utilizados como monómeros grabadores en *primers* auto-grabadores y en los agentes adhesivos para promover difusión de la resina y adhesión.⁶¹

Otra consecuencia de proceso simultáneo de desmineralización/infiltración de los adhesivos auto-grabadores es la reducción significativa de la sensibilidad post-operatoria debido a la incorporación de la capa de barrillo dentinario y los “smear plugs” en la capa híbrida.

Los sistemas “self-etch” están clasificados de acuerdo al número de pasos necesarios para su aplicación: 1) Los adhesivos “Self-etch” de 2 pasos están basados en la aplicación separada de un primer hidrofílico auto-grabador seguido de una resina adhesiva hidrofóbica. 2) Los adhesivos “self-etch” de 1 paso, también llamados “all-in-one” combinan el primer auto-grabador y el

agente adhesivo en un solo paso. Sin embargo, aquellos adhesivos de 1 paso pueden requerir aplicaciones múltiples del adhesivo y así en realidad ser necesarios más pasos para obtener buenos resultados clínicos.⁵⁷

El *primer* y el adhesivo contienen mixturas de monómeros, e iniciadores foto, químico, o duales y otros aditamentos. El agua como medio ionizante está contenido también en todos los *primers* auto-grabadores con el fin de permitir el proceso de grabado.⁶²

El llamado “concepto A-D” o Concepto Adhesión – Descalcificación, explica los diferentes comportamientos de los adhesivos auto-grabadores de 2 pasos. Los monómeros basados en ácidos carboxílicos como 4-META (ácido 4 metacriloetil trimelítico), los basados en fosfatos como Fenil-P, y MDP que son parte del *primer* ácido, tiene un potencial adhesivo químico con el calcio de la hidroxiapatita (HA) residual, como ha sido demostrado con el Concepto A-D. De acuerdo a este concepto todos los ácidos interactúan con el calcio de la HA formando enlaces iónicos. Sin embargo, la estabilidad de las sales formadas depende del apropiado modo de interacción de los monómeros y ello es inversamente relacionado a la acidez del monómero. Así, Fenil-P y 4-META, como las moléculas de ácido fosfórico, interactúan fuertemente con la dentina y el esmalte formando enlaces iónicos con el calcio de la HA. Sin embargo, debido a la inestabilidad del compuesto carboxilato/fosfato de calcio, ello conlleva a degradación y finalmente a falla adhesiva. El resultado es que el calcio se retira profundamente de la superficie del esmalte/dentina, dando lugar al patrón típico de grabado del

esmalte y una desmineralización relativamente profunda de la dentina. Esto origina capas híbridas de 3-5µm que están totalmente carentes de calcio. De manera contraria, la interacción del monómero MDP sobre esmalte y dentina da lugar a desmineralización superficial de las superficies con HA residual dentro de la capa híbrida y sales más estables.⁶³

Así, el MDP es considerado como uno de los monómeros más prometedores para la adhesión química a los sustratos dentarios, ya que establece una unión iónica con la HA más fácil e intensamente, aun en un pequeño tiempo de 30 segundos. Como consecuencia de su interacción específica con la dentina, los adhesivos auto-grabadores que contienen MDP pueden ayudar a inhibir la caries secundaria.⁵⁷

Los sistemas adhesivos auto-grabadores de 1 paso son mixturas complejas de componentes hidrófobos e hidrófilos que producen capas híbridas más delgadas en comparación a los adhesivos auto-grabadores de 2 pasos y los adhesivos “etch and rinse”. Estas son muy hidrofílicas y absorben agua de los tubulos dentinarios por osmosis. Los monómeros sin reaccionar u oligómeros pueden lixiviar desde el polímero durante la absorción de agua con una subsecuente expansión del polímero. Generalmente, los incrementos en la sorción de agua están asociados con incrementos en la solubilidad, productos de degradación hidrolítica, nanofiltración y una disminución resultante en la fuerza adhesiva.⁶⁴

Estos problemas pueden ser originados debido a la gran concentración de monómeros hidrofílicos, como el HEMA, y a la necesidad de una capa de resina de acoplamiento más

hidrófoba.⁶⁵ El HEMA es agregado en altas concentraciones por los fabricantes con el objeto de facilitar la solubilidad del Bis-GMA, contenido en la misma mixtura, para producir una red de polímero resistente y altamente reticulada. Sin embargo, después de la polimerización, poli (HEMA) atrae el agua causando sorción de agua que es proporcional a la concentración de HEMA.⁶⁶

CONCEPTOS DE ADHESIÓN

La evolución de los materiales y técnicas adhesivas ha transformado el alcance de la práctica odontológica. La odontología restauradora ha cursado con conceptos cambiantes, desde la cementación y la retención mecánica hacia la adhesión, que es el método actual de restauración directa e indirecta de los dientes.⁶⁷

El ionómero de vidrio es el único material restaurador que tiene capacidad autoadhesiva a través de enlaces químicos directamente sobre sustratos dentales. Por el contrario, los compuestos a base de resina requieren un sistema adhesivo para promover la unión a la estructura del diente. La base de la adhesión de la resina al diente es la sustitución de la materia inorgánica del diente por la resina sintética.⁷ El objetivo principal de la adhesión es lograr un contacto íntimo entre la estructura del diente y los materiales restauradores. Mientras que la unión al esmalte ha demostrado ser exitosa, la adhesión a la dentina sigue siendo poco fiable.⁶⁷

Los investigadores encontraron que la durabilidad de la adhesión desempeña un papel secundario en la supervivencia clínica de la restauración. Sus estudios de durabilidad en el laboratorio encontraron que las uniones resina-dentina se degradan a un ritmo mucho más rápido que las

restauraciones clínicas.⁶⁸ Otros autores concluyeron que la durabilidad adhesiva entre la resina y la estructura dental es de importancia significativa para la longevidad de las restauraciones adhesivas.⁶⁹ Aunque la mayoría de los adhesivos son capaces de proporcionar una unión inmediata adecuada al esmalte y dentina, la longevidad de la adhesión dentinaria sigue siendo un problema :todos los materiales de unión a dentina sufren mecanismos de degradación los cuales aún no se entienden completamente.

F. Adhesión a esmalte

i. Aspectos estructurales y composición del esmalte

El esmalte dental consiste en una fase mineral (96% en peso), principalmente en la forma de nanolíneas semejantes a listones de hidroxiapatita carbonatada altamente orientadas con dimensiones de sección transversal aproximadamente de 50nm x 25nm que tienen varios milímetros de longitud.⁷⁰ Estos cristallitos se empaquetan en haces conocidos como barras o prismas. Cada prisma contiene alrededor de 40000 nanocables a una densidad de aproximadamente 550 cristales/mm². La fase presente entre las barras de esmalte se denomina esmalte interprismático. Los prismas se extienden en un patrón entrelazado a través del espesor del esmalte, desde la unión dentina-esmalte hasta la superficie externa del diente.⁷¹

El esmalte dental es un biocompuesto. Además de una fase mineral, contiene proteínas de esmalte (1% en peso) y agua (3% en peso). Esta combinación de proteínas, agua y una fase mineral altamente anisotrópica, nanoestructurada, conduce a una combinación única de resistencia y tenacidad, propiedades

viscoelásticas, resistencia al desgaste y erosión, y resistencia al ataque por caries. Estas características permiten que el esmalte dental dure una vida en el ambiente duro y variable de la cavidad oral.⁷²

La composición de la HA en el esmalte difiere ligeramente del cristal de HA perfecto $[\text{Ca}_{10} (\text{PO}_4)_6 (\text{OH})_2]$. La HA del esmalte dental está carbonatada y contiene elementos traza, como el magnesio y el sodio. Se han identificado péptidos naturales de las proteínas específicas del esmalte, es decir, amelogenina, ameloblastina y enamelinina, en el esmalte humano maduro. Estas proteínas juegan un papel esencial en la formación del esmalte, es decir, amelogenénesis.⁷³

ii. Adhesión Esmalte-Resina

La unión resina-esmalte es considerada satisfactoria en términos de efectividad adhesiva y durabilidad. Un estudio previo demostró que la unión resina-esmalte puede proteger la unión resina-dentina adyacente de la degradación en el tiempo. Es debido a ello que durante las preparaciones dentarias, se prefiere terminaciones marginales en esmalte antes que en dentina. El mecanismo de unión entre la resina y el esmalte está basado en un entrecruzamiento micro-mecánico de la resina adhesiva sobre la superficie rugosa de un esmalte ácido-grabado. La composición mineral y la orientación de los cristales en el esmalte, en conjunto con los tipos y el tiempo de contacto de un agente grabador contribuyen a formar diversos patrones de grabado en la superficie del esmalte. Estos tipos de grabado han sido

clasificados de acuerdo a patrones micro-morfológicos en 3 tipos. El Tipo I presenta la disolución solo en el área central del prisma. El Tipo II es opuesto al tipo I ya que presenta disolución en el área periférica del prisma. El Tipo III es el patrón de grabado sin morfología definida en el esmalte.²⁷

Las irregularidades en las superficies de esmalte se llenan con el *primer* y el adhesivo a través de acción capilar, creando una tremenda retención a partir de “macrotags” de resina a lo largo de la parte periférica de los prismas del esmalte y “microtags” en pequeñas cavidades del núcleo del prisma. La unión resina-esmalte es confiable debido a la naturaleza hidrofóbica y alto contenido inorgánico del esmalte. Para obtener más retención, las superficies de corte sobre el esmalte deben ser perpendiculares a la dirección de los prismas del esmalte para que se puedan formar “tags” de resina.⁷

Actualmente, la adhesión al esmalte se desarrolla de mejor manera mediante el uso del método de grabado y lavado (*etch and rinse*). El grabado con ácido fosfórico al 35% elimina la capa superior del esmalte unos pocos micrómetros y disuelve selectivamente los cristales de HA del esmalte prismático e interprismático. Esto aumenta la rugosidad microscópica, el área y la energía superficiales. La aplicación sencilla de un agente de unión ordinario hidrófobo infiltra eficazmente las fosas grabados por atracción capilar. Tras la polimerización in situ, se forman micro y macro-tags que son responsables del enclavamiento micromecánico duradero conseguido en el esmalte después de este procedimiento de grabado y lavado. Esta unión al esmalte no sólo sella eficazmente el margen de la restauración, sino que

también protege la unión a la dentina, que es más vulnerable, contra la degradación.⁷⁴

Con respecto a los sistemas auto-grabadores; cuando se adhieren al esmalte, los sistemas “self-etch” fuertes generalmente tienen mejores resultados que aquellos con pH más alto. Sin embargo, con algunos adhesivos de auto-grabado suaves, se logra una resistencia de unión alta y estable; esto muy probablemente debe atribuirse al buen potencial de interacción química del monómero funcional 10-MDP. Ultraestructuralmente, la interacción con el esmalte es bastante superficial con la única formación de “microtags”.⁷⁵

G. Adhesión a Dentina

i. Aspectos estructurales y composición de la dentina

Una capa gruesa de dentina forma la mayor parte de los tejidos mineralizados de los dientes. La dentina está recubierta por una corona hecha de un esmalte altamente mineralizado y protector, y en la raíz está cubierta de cemento, una estructura implicada en la unión de los dientes a la cavidad ósea. Los dientes contienen en sus partes centrales las pulpas dentales, que generalmente no están mineralizadas. Este tejido conectivo blando también contiene nervios y una red vascular conectada con los tejidos circundantes, el ligamento periodontal y la cavidad ósea. En base al peso, la dentina es menos mineralizada que el esmalte (96% en peso), pero más que el hueso o el cemento (alrededor del 65% en peso).⁷⁶ La dentina normal se compone de aproximadamente 45% a 50% de cristal de apatita inorgánico, 30% de matriz orgánica y

25% de agua en volumen, o 70%, 20% y 10%, respectivamente, en peso.

La dentina está formada por células odontoblásticas durante la formación del diente y durante toda la vida de la pulpa dental. Los cuerpos celulares de los odontoblastos recubren la periferia del tejido pulpar, mientras que los procesos odontoblásticos o las llamadas fibras de Tomes se extienden hasta un tercio de la longitud de los túbulos dentinarios.⁷⁷ La dentina que compone la fase inicial del diente durante la formación del diente se denomina dentina primaria. La dentina que se forma posteriormente como resultado de estímulos fisiológicos se denomina dentina secundaria, mientras que la formada por estímulos patológicos se denomina dentina terciaria o reparadora. La matriz dentinaria no mineralizada cercana a los cuerpos celulares odontoblásticos se denomina predentina. La dentina primaria y secundaria están formadas por odontoblastos primarios en una estructura tubular. A diferencia de la dentina primaria y secundaria, la dentina terciaria se forma localmente en el área irritada por los odontoblastos de reemplazo y suele ser atubular.²⁷

Los canales pequeños que se extienden a través de todo el grosor de la dentina se llaman túbulos dentinarios. Estos túbulos están rodeados de dentina peritubular hipermineralizada. El área entre la dentina peritubular es dentina intertubular. Tanto la dentina peritubular como la dentina intertubular forman el grueso de la estructura dentinaria. El número y el tamaño de los túbulos dentinarios varían a lo largo del espesor de la dentina. El número de túbulos aumenta de 15000 a 20000/mm² en la unión amelodentinaria a 45000 - 65000/mm² en la pulpa. El tamaño de

los túbulos también aumenta en la misma dirección que el número de los túbulos; 0,5 a 0,9 μm en la unión amelodentinaria a 2 - 3 μm en la pulpa.²⁷ Por la edad, la dentina se calcifica cada vez más, y los túbulos dentinarios, así como el espacio pulpar, continúan siendo más estrechos, reduciendo la permeabilidad de la dentina en los ancianos.

La evidencia ha demostrado que la dentina y la pulpa funcionan como una unidad integrada denominada "complejo de dentino-pulpar". Los estímulos en la dentina afectan a la pulpa y la pulpa altera la estructura y composición de la dentina durante el tiempo de vida del tejido pulpar. Los túbulos dentinarios llenos de fluido dentinario proporcionan paso de difusión entre la pulpa y la dentina.⁶⁷ Basado en la teoría más aceptada; la teoría hidrodinámica, el movimiento rápido del fluido dentinario como resultado de los estímulos, activa las terminaciones nerviosas mecano-receptoras cerca de la pulpa, causando sensibilidad dentinaria.

c. *Presión Pulpar*

Los túbulos dentinarios contienen un fluido tisular de composición similar a la del plasma. Este fluido dentinario proviene del fluido tisular pulpar, procedente del exudado capilar. El fluido tisular pulpar es atraído desde la pulpa hacia el interior de los túbulos dentinarios por efecto capilar que depende tanto de la presión tisular en el interior de la cámara, como de la apertura o no de los túbulos en su extremo más externo. El fluido tisular en la cámara pulpar está a una presión de entre 10 y 30 mmHg, lo cual supone la existencia de un gradiente de presión que provoca un flujo

fisiológico desde la pulpa hacia el exterior de la dentina.⁸³ Mientras no se utilice anestesia con vasoconstrictor y la exposición dentinaria permanezca abierta, habrá un escape lento y continuo de líquido a lo largo de los túbulos dentinarios ($0,4\mu\text{l}/\text{min}/\text{cm}^2$). Se ha calculado que un solo túbulo puede ser vaciado y rellenado diez veces al día.⁸⁴

Moist y Yanof⁹⁸ trataron de medir la presión pulpar a través de la dentina intacta sellando una aguja conectada a un transductor de presión directamente en cavidades preparadas en dientes de perro o humanos. No entendieron la importancia de la capa de barrillo dentinario o de la alta resistencia de la dentina al flujo de fluidos y por ello no tuvieron éxito. Más tarde Pashley⁹⁹ y col., utilizaron un método similar para medir el valor de la presión intrapulpar sobre dentina intacta, pero ellos usaron un área superficial mucho mayor, tiempos de medición más largos, y removieron la capa de barrillo dentinario con grabado ácido. Al permitir que la presión de la cavidad alcanzara un estado estacionario lentamente, momento en el que la presión de la cavidad era igual a la presión del tejido pulpar, obtuvieron un valor medio de 32,6 cm H₂O (24,1 mm Hg) en molares normales de perro. Vongsavan y Matthews¹⁰⁰ estimaron luego la presión del tejido pulpar en dientes de gatos midiendo el movimiento del fluido a través de la dentina en función de la presión exógena. Cuando no se aplicó presión, midieron un flujo de fluido hacia afuera que se ralentizaba progresivamente a medida que se aumentaba secuencialmente la presión exógena. No fluía fluido en ninguna dirección cuando la presión media exógena era 15 cm H₂O (11

mm Hg). Se pensó que esta presión de equilibrio era igual a la presión del tejido pulpar. Luego, Bernard Ciucchi¹⁰¹ condujo una investigación adicional para determinar el valor de la presión pulpar tisular. En dientes premolares de niños entre 12 y 15 años, indicados para exodoncia, se prepararon cavidades clase V vestibulares. La capa de barrillo dentinaria fue removida con grabado ácido, y la cavidad fue sellada utilizando una cámara vacía. La cámara se llenó con solución salina estéril y se conectó a través de una tubería a un circuito hidráulico con un depósito de presión ajustable y un dispositivo que mide el movimiento del fluido a través de la dentina. En ausencia de cualquier presión exógena, todas las cavidades mostraron un caudal de fluido hacia fuera de $0,36 \text{ } \mu\text{l min}^{-1} \text{ cm}^{-2}$. Cuando se aplicó presión exógena a la cavidad, el flujo hacia el exterior se ralentizó. Se consideró que la presión exógena que detuvo el flujo de fluido hacia fuera era igual a la presión normal del tejido pulpar. El valor medio fue de $14,1 \text{ cm H}_2\text{O}$ en cinco dientes. Este método simple permite medir el flujo del fluido dentinario, la conductancia hidráulica de la dentina y estima la presión del tejido pulpar.

Estudios que han evaluado el desempeño de determinados procedimientos adhesivos sobre dientes extraídos, no concluyeron como determinante el efecto del mismo sobre los resultados, tal vez porque la representación experimental de presión pulpar no generaba un fluido suficiente para causar algún efecto perjudicial sobre los protocolos adhesivos.^{21, 102}

El uso de anestésico local con vasoconstrictor puede reducir la presión intrapulpar e intuitivamente uno podría hipotetizar que el uso de un anestésico con vasoconstrictor podría anular el flujo del

líquido dentinario. Sin embargo, estudios previos no han detectado diferencias significativas en los valores de fuerza-adhesiva de un sistema adhesivo de grabado y lavado aplicado *in vivo* después de una anestesia con o sin vasoconstrictor.¹⁰³
¹⁰⁴Esto probablemente significa que incluso bajo una presión pulpar reducida puede estar todavía presente un movimiento de fluido hacia afuera que conduciría más agua a la capa híbrida que a una presión de agua de 20 cm, de estudios *in vitro* anteriores. Por lo tanto, aunque la contaminación puede no ser significativa en condiciones de laboratorio esta puede desempeñar un papel importante en un entorno clínico, al contaminar el protocolo adhesivo con agua así como con otras proteínas presentes en el fluido dentinario⁹

ii. Adhesión Dentina-Resina

A diferencia de la adhesión simple y fiable al esmalte, la adhesión al sustrato dentinario heterogéneo rico en colágeno es más complicada y sigue siendo insuficiente. La adhesión mecánica y/o química son los posibles mecanismos de unión resina-dentina. Al igual que el esmalte, la adhesión se basa principalmente en la retención micromecánica entre el adhesivo dental y el sustrato de dentina.²⁷

Comúnmente, la superficie del diente donde se producirá la adhesión se cubre con una capa de barrillo. Una capa de barrillo dentinario es una capa adherente de escombros en las superficies de los dientes cuando se cortan con instrumentos giratorios o manuales.⁷⁸ La capa de barrillo es revelada por microscopía electrónica de barrido (SEM) como una capa de 1 a 2 mm de

escombros con una subestructura principalmente granular que cubre totalmente la dentina. Mirando en la parte superior de la capa de barrillo, su apariencia es generalmente amorfa, pero después de la sonicación, se expone una estructura parcialmente compuesta de agregados de subunidades globulares de aproximadamente 0,05-0,1 mm de diámetro. Los orificios de los túbulos de la dentina están obstruidos por los “tacos” de los escombros, llamadas tapones del barrillo, que pueden extenderse en el túbulo a una profundidad de 1-10mm.⁷⁹ Estos tapones de barrillo son contiguos con la capa de barrillo.

Cuando la capa de barrillo se elimina mediante grabado ácido, el fluido dentinario fluye cada vez más para llenar todos los espacios dentro de la dentina desmineralizada por medio de la presión pulpar; y es esta una de las razones por las que no ocurre una infiltración completa de los monómeros resinosos dentro de la capa híbrida a formarse.⁸⁰ Las fibrillas de colágeno expuestas resultantes de la infiltración incompleta de resina no pueden protegerse contra los desafíos de desnaturalización y son susceptibles a la ruptura por fatiga cíclica después de una función prolongada.⁸¹ Estas matrices de colágeno desnudas también se llenan con agua, que sirve como medio funcional para la hidrólisis de las matrices de resina por esterasas y del colágeno por enzimas colagenolíticas endógenas y exógenas. Incluso cuando las fibrillas de colágeno ricas en agua y escasas de resina puedan prevenirse de la degradación, las propiedades mecánicas de estas fibrillas de colágeno desnudas son muy inferiores a las del colágeno infiltrado con resina o del colágeno mineralizado. Estas

cuestiones son las barreras críticas para el futuro progreso en la adhesión a dentina.⁸²

TÉCNICAS DE APLICACIÓN PARA LOS SISTEMAS ADHESIVOS RESINOSOS

Además de la composición, las técnicas de aplicación de los adhesivos de resina alteran significativamente la eficacia de unión de los adhesivos y, por lo tanto, merecen atención.

Aunque las técnicas de aplicación son dependientes de la composición del adhesivo de resina y del sustrato dentario, comparten objetivos comunes; crear un contacto íntimo entre resina y diente y formar una capa híbrida hidrofóbica homogénea fuerte. Para cumplir estos objetivos, los adhesivos de resina deben infiltrarse completamente en la dentina desmineralizada, mientras que la integridad de la matriz orgánica de la dentina se preserva, y los disolventes, así como el agua residual, se eliminan por completo.

Se han propuesto tres técnicas para formar la capa híbrida, referida al "entrelazamiento molecular de los componentes dentales", que es esencial para la retención de la resina a la estructura del diente; Adhesión seca, Adhesión húmeda con agua y Adhesión húmeda con etanol.⁴

H. Adhesión Seca

Bajo el concepto "etch and rinse" la técnica de adhesión seca proporciona la más alta fuerza de resistencia adhesiva entre resina-esmalte, en comparación con las otras dos técnicas.⁸⁵

El esmalte desmineralizado presenta una alta energía superficial que permite que los adhesivos resinosos relativamente hidrófobos humecten la superficie para formar una unión fuerte y duradera con

el esmalte seco. En contraste, la dentina desmineralizada se compone principalmente de colágeno. Debido a que el agua sirve como conservante de la configuración de la matriz de colágeno, la evaporación del agua por secado al aire da como resultado el colapso del colágeno seco debido a la formación de enlaces de hidrógeno (puentes de hidrógeno) interpeptídicos en la matriz de colágeno. Una vez colapsada la matriz de colágeno, se reducen los espacios interfibrilares. En consecuencia, los monómeros de resina no pueden penetrar en una matriz de colágeno densamente empaquetada para formar adecuadamente una capa híbrida.⁸⁶

Los parámetros de solubilidad de "Hoy" son herramientas útiles para predecir el comportamiento del adhesivo bajo las técnicas de aplicación del adhesivo. Los parámetros de solubilidad de Hoy consisten en 4 parámetros; La solubilidad de Hoy para las fuerzas de dispersión (δ_d), la solubilidad de Hoy para las fuerzas polares (δ_p), la solubilidad de Hoy para las fuerzas de enlace de hidrógeno (δ_h) y el parámetro de solubilidad de Hoy para las fuerzas cohesivas totales (δ_t). El δ_t se calcula a partir de los 3 primeros parámetros y es equivalente al parámetro de solubilidad de Hildebrand. El parámetro de solubilidad de Hildebrand es igual a la raíz cuadrada de la densidad de energía cohesiva que se refiere a la cantidad de energía necesaria para eliminar un volumen unitario de moléculas de sus vecinos. Dado que los parámetros de solubilidad de Hoy proporcionan δ_d , δ_p y δ_h por separado, se vuelven más útiles para aplicaciones adhesivas que el parámetro único; Parámetro de solubilidad de Hildebrand. Los parámetros triples, δ_d , δ_p y δ_h , de Hoy son comparables a los parámetros de solubilidad de Hansen. Los parámetros de solubilidad de Hoy se vuelven más y más

populares de usar como predictores de la compatibilidad de compuestos orgánicos.²³

La eficacia de la técnica de adhesión seca se basa en la capacidad de los solventes en los adhesivos, de poder volver a expandir el colágeno colapsado que contiene abundantes enlaces interpeptídicos tipo puentes de hidrógeno. En esta circunstancia, δh se enfatiza sobre δp y δd . Esto es atribuible a la fuerte influencia de δh tanto en la densidad de energía cohesiva, como en el δt para las moléculas con capacidad de formación de puentes de hidrogeno. Por ejm.,:alcoholes y moléculas de agua. Además, δd se considera pequeño comparado con δh y δp para moléculas polares pequeñas en adhesivos de resina. De esta manera, una vez la dentina desmineralizada es resecada, δh juega un rol importante en la predicción de la habilidad de los agentes para romper los enlaces de hidrógeno interpeptídicos y re-expandir la matriz colágena colapsada.⁸⁷

Después del grabado ácido, el agua es clave para mantener abiertos los espacios interfibrilares. Sin agua, la matriz de colágeno desmineralizada y seca se contrae por medio de la formación de puentes de hidrógeno interpeptídicos dentro de la matriz de colágeno. Los agentes capaces de re-expandir la matriz de colágeno reseca deben tener un δh mayor que el δh de los puentes de hidrógeno interpeptídicos en la matriz de colágeno reseca ($14,8 \text{ (J/cm}^3)^{1/2}$), por ejemplo el agua con $\delta h = 40,4 \text{ (J/cm}^3)^{1/2}$ efectivamente re-expande el colágeno colapsado. Se ha especulado que el agua con un δh muy por encima del δh del colágeno seco podría romper todos los enlaces interpeptídicos puentes de hidrógeno (grupos carbonilo a imida) dentro de la matriz de colágeno. Las moléculas de

agua formarían nuevos enlaces de hidrógeno con grupos carbonilo e imida en los péptidos del colágeno. Por lo tanto, en presencia de agua, no se podrían formar enlaces interpeptídicos puentes de hidrogeno y se preservarían los espacios interfibrilares.^{4, 88}

Utilizando un macromodelo de la capa híbrida con dentina desmineralizada de 200 μm de grosor montada bajo una sonda de contacto de un transformador diferencial variable lineal unido a un analizador termomecánico, puede medirse la altura en tiempo real de la matriz de colágeno desmineralizada como medida indirecta del espaciamiento interfibrillar. La capacidad de los disolventes para re-expandir la matriz de colágeno aumenta directamente con el valor δh ; Agua ($\delta h = 40,4$) > metanol ($\delta h = 24$) > etanol ($\delta h = 20$). Cuanto mayor es el valor δh de un disolvente por encima del δh del colágeno seco ($14,8 \text{ (J/cm}^3)^{1/2}$), más rápida es la velocidad de expansión del colágeno en función de dicho disolvente.⁸⁸ El HEMA puro con un $\delta h = 16,1 \text{ (J/cm}^3)^{1/2}$ es incapaz de volver a expandir la matriz de colágeno debido a que su δh está demasiado cerca al del colágeno seco. Por lo tanto, se incorporan solventes, tales como agua y etanol, en *primer* que contienen HEMA para mantener abiertos los espacios interfibrilares y facilitar la infiltración del HEMA en la dentina desmineralizada.⁸⁷

En la técnica de adhesión seca, los tipos de solventes en un *primer* juegan un papel importante en la re-expansión del colágeno desmineralizado densamente empacado. Un estudio fue realizado para evaluar los cambios dimensionales y la rigidez del colágeno desmineralizado resecado en respuesta a una aplicación de *primers* experimentales que contenían 35% de HEMA / 65% de solvente (agua, metanol, etanol o propanol) sobre el macro modelo de la capa

híbrida introducida por Pashley y col. Los resultados mostraron que la capacidad de los *primers* HEMA / solvente para volver a expandir la matriz de colágeno desmineralizada colapsada también correspondía a su δh ; HEMA / agua ($\delta h = 32,1$) > HEMA / metanol ($\delta h = 21,5$) > HEMA / etanol ($\delta h = 18,9$) > HEMA / propanol ($\delta h = 17,4$). Tras la evaporación del solvente, la matriz de colágeno se contrajo en proporción al δh , dando la cantidad de contracción en el mismo orden que se muestra anteriormente. Esta contracción se correlacionó inversamente con la rigidez de la matriz inducida por el solvente que se midió antes de que los solventes fueran evaporados. Después de la evaporación del solvente, la expansión neta de HEMA / metanol fue mayor que HEMA / etanol, HEMA / agua y HEMA / propanol, respectivamente. Los resultados sugirieron que la δh del *primer* HEMA/agua ($32,1 \text{ (J/cm}^3)^{1/2}$) era lo suficientemente alta para evitar la formación de enlaces interpeptídicos puente de hidrógeno. Por lo tanto, la matriz de colágeno se volvió resiliente y no pudo resistir la fuerza de contracción tras evaporación del solvente.⁸⁷ Se ha estimado que una rigidez de matriz inducida por el solvente de 12-15 MPa es crítica para prevenir el colapso de la matriz colágena durante la evaporación del solvente.⁹⁰

También se describe la fuerza de resistencia adhesiva resina-dentina, la nanofiltración y la morfología del colágeno basándose en estos 4 *primers* experimentales. La condición de adhesión seca fue creada por un golpe de aire de 30 segundos en la dentina desmineralizada después de un grabado con ácido fosfórico al 37% de 20 segundos. Cada imprimación se aplicó durante 60 segundos seguido del adhesivo de resina 4-META / TBBO (4-metacrilóil-oxietil trimelitato anhídrido-tri-n-butil borano). HEMA / etanol mostró la

mayor fuerza de unión (47,9 MPa) seguida de HEMA / metanol (33,5 MPa), HEMA / agua (31,1 MPa) y HEMA / propanol (16,1 MPa). Se encontró que una alta resistencia adhesiva correspondía a un espacio interfibrilar ancho. La nanofiltración parece estar inversamente correlacionada con la cantidad de absorción de resina en el estudio descrito.⁸⁷ El *primer* HEMA/agua con alto δh , quien previamente demostró una fuerte capacidad para re-expandir la matriz colágena resecada, falló en mantener el espacio interfibrilar del colágeno y proporcionó una fuerza adhesiva baja. Estos resultados enfatizan la importancia de la retención de monómeros dentro de la matriz de colágeno sobre el grado de re-expansión de la matriz de colágeno durante la aplicación del *primer*.⁴⁰

Basándose en la información de los estudios anteriores, el metanol y el etanol serían los solventes preferidos para los adhesivos resinosos en comparación con el agua y el propanol. A pesar de los resultados satisfactorios, el metanol no se utiliza como disolvente en los adhesivos dentales debido a su toxicidad. Esta limitación dejó al etanol como el solvente apropiado factible para la técnica de unión en seco. Como se discute en la sección de solvente, la acetona no puede re-expandir la matriz de colágeno; por lo tanto, no es un buen solvente para esta técnica.

Además de los tipos de solventes, los tipos de monómeros de resina y una relación monómero/solvente afectan la eficacia de la unión resina-dentina. Agee y col. Informaron que la extensión de la re-expansión de la matriz durante la aplicación del *primer* y el grado de contracción de la matriz de colágeno tras la evaporación del solvente se correlacionaron positivamente con el δh del *primer*. El δh del *primer* se basó en el δh de sus componentes individuales,

principalmente solventes y monómeros. Por lo tanto, los tipos de monómeros y solventes, así como su relación deben tenerse en cuenta para predecir la eficacia adhesiva de un *primer*. Un alto valor δh de un *primer* correspondía a un alto grado de re-expansión de la matriz de colágeno tras la aplicación del cebador y a un alto grado de contracción de la matriz colágena tras la evaporación del solvente.⁹⁰

Los adhesivos de resina comerciales contienen no solo HEMA, sino también mezclas de co-monómeros resinosos. Un estudio previo mostró que las resinas experimentales solvatadas con etanol que contenían monómeros hidrófilos e hidrofóbos eran capaces de volver a expandir las matrices de colágeno secas en proporción a su δh . Sin embargo, la tasa de expansión de la matriz de colágeno seca en función de un primer fue muy baja y no fue clínicamente aceptable. También, la expansión neta era solamente 35-40%. Por lo tanto, la técnica de adhesión seca no se recomendó para ser utilizada en la unión resina-dentina con sistemas adhesivos de “grabado y lavado”.⁴ Además de la adhesión al esmalte por adhesivos de grabado y lavado, se recomienda la técnica de adhesión seca para la mayoría de los adhesivos de auto-grabado, especialmente los sistemas de un solo paso. Estos adhesivos requieren un fuerte secado al aire para evaporar el agua residual añadida intencionalmente como componente en estos adhesivos para la disociación de monómeros ácidos.³⁵

I. Adhesión Húmeda con agua

Se introdujo la técnica de adhesión húmeda con agua para superar las limitaciones de la técnica de adhesión seca, preservando los

espacios interfibrilares de la matriz colágena y promoviendo una mejor infiltración de los adhesivos resinosos en la dentina desmineralizada.⁵⁸ Mantener la dentina desmineralizada húmeda antes de aplicar un adhesivo resinoso solvatado para eliminar el exceso de agua e hibridizar la matriz de colágeno, preserva la integridad morfológica normal de la matriz colágena desmineralizada. Por lo tanto, los monómeros resinosos pueden infiltrarse en los espacios interfibrilares abiertos.⁹¹

Aunque es una técnica sensible, la adhesión húmeda con agua ha sido ampliamente utilizada, especialmente para la mayoría de los adhesivos de grabado y lavado. Como se ha descrito anteriormente, un grabador elimina casi completamente toda la hidroxiapatita dejando la matriz de colágeno desmineralizada llena de agua proveniente del lavado. Basándose en la técnica de adhesión húmeda con agua, se mantiene húmeda una superficie de dentina desmineralizada antes de la aplicación de un *primer* o la mezcla de un *primer*/adhesivo. Los solventes en los *primers* son los responsables de desplazar esta agua dentro de la dentina desmineralizada.⁹²

La eficacia de la unión resina-dentina basada en la técnica adhesiva húmeda con agua y los adhesivos de lavado y grabado “gold standard”, ha sido intensamente estudiada. Aunque la técnica de adhesión húmeda con agua se considera un método estándar para los adhesivos de grabado y lavado, muchos estudios han informado una infiltración incompleta de los monómeros de resina en la dentina desmineralizada que conduce a una falla adhesiva a largo plazo.

Se ha demostrado una hibridización incompleta de los adhesivos resinosos y el colágeno desmineralizado al utilizar la técnica

adhesiva húmeda con agua bajo microscopía Raman. Wang y Spencer reportaron un decremento gradual en la concentración de adhesivo como función de la profundidad en capas híbridas formadas con sistemas adhesivos de grabado y lavado de 2 y 3 pasos bajo la técnica adhesiva húmeda con agua.⁹³

La infiltración incompleta del adhesivo ciertamente puede limitar la durabilidad del enlace resina-dentina. Una revisión sobre la durabilidad de la adherencia a la estructura del diente informó que los adhesivos de 3 pasos de “grabado y lavado”, el “patrón oro”, con técnica de unión húmeda con agua proporcionaron una fuerza de unión inicial satisfactoria; Sin embargo, su fuerza de unión disminuyó gradualmente con el tiempo.⁹⁴ Acompañando esta reducción en la resistencia de unión adhesiva, un adhesivo de grabado y lavado de 3 pasos bajo técnica adhesiva húmeda con agua mostró degradación hidrolítica dentro de la capa híbrida. Después de un almacenamiento in vitro de 44 meses en saliva artificial, más de la mitad del colágeno dentro de la capa híbrida no pudo teñirse con el marcador usado para la evaluación de morfología del colágeno bajo TEM. Estos resultados sugieren que la degradación interfacial de la unión resina-dentina progresó lentamente con el tiempo y este sistema adhesivo “gold standard” deja margen para la mejora.

Para la técnica adhesiva húmeda con agua, el uso de los parámetros de solubilidad de “Hoy” no está limitado a 8h. Dado que el agua permanece dentro de la dentina desmineralizada antes de la aplicación del adhesivo, la miscibilidad de los adhesivos resinosos en la matriz de colágeno hidratado desempeña un papel importante en la eficacia de la unión resina-dentina. El grado de miscibilidad puede predecirse por el parámetro de solubilidad de “Hoy” para las

fuerzas cohesivas totales (δ_t),⁴ siendo probable que una solución se disuelva en otra solución o sustrato si la diferencia entre sus δ_t es menor que $5 \text{ J/cm}^3)^{1/2}$.

Debido a la composición desconocida de los diferentes sistemas adhesivos comerciales, se prepararon 5 co-monómeros de resina de ensayo con diferentes grados de hidrofiliicidad y se utilizaron en una serie de estudios. Los parámetros de solubilidad de Hoy de estas resinas se calcularon como se muestra en la siguiente tabla.⁴

Tabla 1-1 Parámetros de solubilidad Hoy de adhesivos experimentales.⁴

ADHESIVO	COMPOSICIÓN (% PESO)	SOLUBILIDAD DE HOY (J/CM ³) ^{1/2}			
		δ_d	δ_p	δ_h	δ_t
1	70% E-BisADM, 28.75% TEGDMA, 1% EDMAB, 0.25% CQ	15.0	10.3	6.6	19.4
2	70% BisGMA, 28.75% TEGDMA, 1% EDMAB, 0.25% CQ	15.9	12.4	6.5	21.2
3	70% BisGMA, 28.75% HEMA, 1% EDMAB, 0.25% CQ	15.6	13.0	8.5	22.1
4	40% BisGMA, 28.75% TEGDMA, 30% TCDM, 1% EDMAB, 0.25% CQ	16.5	12.9	7.0	22.1
5	40% BisGMA, 28.75% HEMA, 30% BisMP, 1% EDMAB, 0.25% CQ	15.1	13.5	11.1	23.1
SUSTANCIA	BisGMA	16.6	13.4	5.8	22.1
	TEGDMA	14.2	10.1	8.2	19.2
	Etanol	12.6	11.2	20.0	26.1
	Agua	12.2	22.8	40.4	48.0
	Colágeno Reseco	11.7	12.1	14.8	22.5
	Dentina desmineralizada saturada en agua	11.8	15.3	22.5	30.1
	Dentina desmineralizada saturada en etanol	12.0	12.5	18.1	25.1

De acuerdo con los parámetros de solubilidad de Hoy de las cinco resinas experimentales en la Tabla 1-1, el grado de hidrofiliidad aumenta desde la Resina 1 a la 5. Ninguna de estas resinas es probable que sea miscible en la dentina saturada con agua debido a más de 5 (J/cm³)^{1/2} de diferencia entre el δ de las resinas y la dentina saturada con agua. La discrepancia de la miscibilidad basada en los parámetros de solubilidad y la longevidad limitada de la unión resina-dentina sugiere que la adhesión húmeda con agua puede no ser una técnica óptima para infiltrar adhesivos de resina en la matriz colágena desmineralizada.²³

J. Adhesión Húmeda con Etanol

La técnica adhesiva húmeda con etanol fue recientemente introducida como una técnica adhesiva alternativa.⁹⁰ Esta técnica fue propuesta para promover la infiltración de adhesivos de grabado y lavado al reemplazar el agua de la matriz dentinaria desmineralizada saturada en agua, con etanol y formar una matriz dentinaria saturada en etanol. Basados en la teoría de solubilidad de Hoy, la dentina saturada en etanol otorga un mayor grado de miscibilidad con resinas hidrofóbicas e hidrofílicas, en comparación con una dentina saturada en agua.

Los adhesivos hidrofóbicos son preferidos sobre los adhesivos hidrofílicos en términos de resistencia a degradación hidrolítica.^{64, 96}

Como ya se ha descrito, la incompatibilidad hidrofílica evita la infiltración de resinas hidrofóbicas dentro de una matriz dentinaria desmineralizada saturada en agua. Al reemplazar el agua con etanol, la técnica adhesiva húmeda en etanol reduce la hidrofiliidad de la

dentina desmineralizada, permitiendo así la infiltración de resinas hidrofóbicas dentro de la matriz dentinaria saturada en etanol relativamente hidrofóbica, y creando una capa híbrida hidrofóbica más homogénea. Basados en el concepto de adhesión húmeda con etanol, la unión resina-dentina debería ser más confiable.⁴

Los parámetros de solubilidad de Hoy avalan la eficiencia de la unión resina-dentina basada en esta técnica adhesiva húmeda con etanol. Colocar etanol absoluto sobre una dentina saturada en agua reduce el δt desde 30,1 (J/cm³)^{1/2} de una dentina saturada con agua hasta 25,1 (J/cm³)^{1/2} de una dentina saturada con etanol. En la tabla 1-1 se aprecia que el valor δt de la dentina saturada en etanol está dentro del rango de 5(J/cm³)^{1/2} de acuerdo al valor δt de las resinas experimentales 2 y 3; lo que predice la compatibilidad de la dentina saturada con etanol con estas resinas. La resina 2 es considerada relativamente hidrofóbica comparada con las resinas 3-5. Por lo tanto, la técnica adhesiva con etanol no solo facilitaría la infiltración de resinas hidrofílicas, sino también resinas hidrofóbicas, dentro de la dentina desmineralizada.

Tras la aplicación de etanol sobre la dentina saturada con etanol, el etanol forma enlaces puente de hidrógeno con las moléculas de agua y facilita su evaporación. Durante este proceso, un estudio previo reportó 18% de contracción de la matriz colágena bajo el macro-modelo de la capa híbrida. Se especuló que, mientras el agua en la matriz colágena difundió hacia la capa superior de etanol y se evaporó, el etanol, por otro lado, se difundió para reemplazar el agua dentro de la matriz colágena y creó una dentina saturada en etanol. El cambio de un valor más alto de δt del agua por uno más bajo del etanol permitió un pequeño nivel de formación de enlaces puente de

hidrógeno interpeptídicos que fueran responsables de la contracción e incremento en la rigidez de la matriz colágena. Los nuevos enlaces de hidrógeno fueron formados debido a la menor diferencia entre el δh del etanol ($20(\text{J}/\text{cm}^3)^{1/2}$) y el de la dentina seca ($14,8(\text{J}/\text{cm}^3)^{1/2}$). En la presencia de agua, una mayor diferencia entre los valores δh del agua (40,4) y la dentina seca (14,8) no permitieron la formación de enlaces puente de hidrógeno dentro de la matriz colágena; por lo tanto, la matriz colágena tenía menor rigidez y nada de contracción.⁹⁰

La rigidez de la dentina saturada en etanol puede evitar el colapso de la matriz durante una subsecuente aplicación del adhesivo. Pashley y col., crearon otro intercambio al reemplazar el etanol en la dentina saturada con él, con la resina 4 pura. Se reportó que la aplicación de la resina 4 sobre la dentina saturada con etanol no modificó la altura de la matriz bajo el macromodelo de la capa híbrida. Los autores asumieron que la miscibilidad de la resina 4 en la dentina saturada con etanol permitió la difusión del etanol hacia la capa adhesiva y su evaporación. La matriz colágena rellena con resina evitó la contracción del colágeno tras la evaporación del solvente. Lo contrario sucedió bajo la técnica adhesiva húmeda con agua, la miscibilidad incompatible evito la penetración de la resina 4 en la dentina saturada con agua, resultando en una gran contracción de matriz colágena. Estas observaciones son consistentes con la predicción basada en la teoría de solubilidad. Siguiendo esta teoría, la técnica adhesiva húmeda con etanol puede promover también la infiltración de resinas hidrófobas, por ejemplo la resina 2 (BisGMA/TEGDMA), dentro de la matriz dentinaria desmineralizada y el uso de los adhesivos resinosos ya no puede estar limitado al uso de resinas hidrófilas propensas a la hidrólisis.⁴

Nishitani y col., compararon la fuerza de resistencia adhesiva a corto y largo plazo de 5 resinas experimentales, similares a las mezclas de resina de la tabla 1-1, a dentina bajo las técnicas adhesivas: seca, húmeda con agua y húmeda con etanol. Las mezclas de comonomeros 1-5 fueron disueltas en etanol en proporción 1:1 para formular 5 adhesivos de grabado y lavado de 2 pasos. Se utilizaron 60 terceras molares divididas en 3 grupos: adhesión seca, adhesión húmeda con agua, y adhesión húmeda con etanol. Cuatro dientes de cada grupo fueron tratados con uno de los cinco adhesivos experimentales. Las superficies dentinarias talladas fueron grabadas con ácido fosfórico al 37% por 15 segundos. Luego, la dentina desmineralizada fue fuertemente secada con aire por 15 segundos en el grupo de dientes de adhesión seca; secada levemente en el grupo de adhesión húmeda con agua; o lavada con etanol al 100% por 20 segundos en el grupo de adhesión húmeda con etanol. Para la última técnica, el exceso de etanol fue removido antes de la aplicación del adhesivo. Se aplicaron dos capas consecutivas de cada adhesivo por 15 segundos seguidas cada una por un leve secado con aire por 10 segundos y fotocurado por 40 segundos. Las superficies dentinarias adheridas, fueron luego restauradas con resina compuesta antes de ser seccionadas y recortadas en especímenes de 0,49mm² con forma de reloj de arena para la realización de las pruebas de microtracción. Independientemente de las técnicas adhesivas, las resistencias de unión de las resinas relativamente hidrófilas fueron generalmente mayores que las resistencias de unión de las resinas relativamente hidrófobas. El grupo adhesión húmeda con etanol mostró una mayor resistencia de unión en todas las resinas en comparación con los grupos de

adhesión húmeda con agua y adhesión seca, especialmente con la resina 2. Dentro del grupo de adhesión húmeda con etanol, la resistencia de unión de la resina hidrófoba 2 no era significativamente diferente al de las resinas hidrófilas 3 -5. La fuerza adhesiva de todas las técnicas fue proporcional al parámetro de solubilidad de Hoy para fuerzas polares (δp). Se especuló que el alto valor δp estaba relacionado con el alto grado de humectación y, por lo tanto, con la resistencia adhesiva de estas resinas hidrófilas.²⁰

Aunque este estudio no incluyó el efecto de envejecimiento, demostró claramente la posibilidad de unir resinas hidrofóbicas sobre dentina desmineralizada bajo la técnica de adhesión húmeda con etanol.

Tay y col., condujeron un estudio para probar que es posible adherir la resina hidrófoba BisGMA a la dentina desmineralizada, con la técnica adhesiva húmeda con etanol. Utilizando 30 dientes, los dividió en 3 grupos de acuerdo al tipo de adhesivos; un primer de BisGMA solvatado en etanol para adhesivos de 2 y 3 pasos bajo la técnica adhesiva húmeda con etanol, y un adhesivo comercial de grabado y lavado de 3 pasos. (Opitbond FL) bajo el protocolo adhesivo húmedo con agua. Se incorporó la oclusión tubular en el proceso adhesivo de todos los grupos tras aplicar ácido oxálico medio-neutralizado al 2,8% y bajo presión pulpar artificial. Se analizó la fuerza de resistencia adhesiva y la ultraestructura de la capa híbrida. Para el grupo experimental de grabado y lavado de 2 pasos, se prepararon superficies dentinarias planas profundas, que luego fueron grabados con ácido fosfórico al 37% por 15 segundos, lavadas, y tratadas con ácido oxálico medio-neutralizado al 2,8% (BisBlock, BISCO, USA) por un minuto. Las superficies dentinarias

fueron lavadas con agua y luego con etanol al 100% por 20 segundos. Se removió el exceso de etanol y se aplicó 2 capas consecutivas del primer experimental de BisGMA (50%BisGMA resina/50% etanol) por 15 segundos cada una. Después de la evaporación del exceso de solvente con una aplicación leve de aire por 10 segundos, el adhesivo fue foto-curado por 20 segundos. Para el sistema experimental de grabado y lavado de 3 pasos, el procedimiento adhesivo siguió los mismos pasos del grupo anterior, adicionando la aplicación de una resina compuesta fluida (AElitoFlo LV, Bisco Inc, USA). Luego el *primer* y la resina fluida fueron foto-curados al mismo tiempo. Este paso dio lugar a la penetración incontrolada de monómeros hidrófilos de la resina compuesta fluida en la red de colágeno imprimada. Los autores eran conscientes de este asunto y discutieron que esta penetración podría elevar la fuerza adhesiva de este grupo de 3 pasos. Sin embargo, sin considerar la fuerza adhesiva del grupo grabado y lavado de 3 pasos, no hubo diferencia en la fuerza adhesiva entre el grupo de grabada y lavado de 2 pasos bajo adhesión húmeda con etanol y el grupo Optibond FL bajo adhesión húmeda con agua. Por lo tanto, los autores concluyeron que el concepto de adherir resinas hidrofóbicas a dentina con la técnica adhesiva húmeda con etanol estaba probado. Se midió la nanofiltración, el área porcentual de los espacios interfibrilares y el diámetro de las fibrillas de colágeno. La filtración fue similar en todos los grupos. Se observaron espacios interfibrilares más anchos y un menor diámetro de las fibrillas colágenas en los grupos experimentales de 2 y 3 pasos de grabado y lavado bajo la técnica adhesiva húmeda con etanol.⁴

La longevidad de la unión resina-dentina bajo el protocolo adhesivo húmedo con etanol en comparación al protocolo húmedo con agua convencional, ha sido demostrada en varios estudios. Hosaka y col., evaluaron la fuerza adhesiva al corto y largo plazo junto con la morfología de la capa híbrida de las resinas 1-5 (Tabla1-1) bajo los protocolos adhesivos húmedos con etanol y con agua. Estos adhesivos experimentales fueron aplicados a manera de un sistema de grabado y lavado de 3 pasos. Tras la aplicación de ácido fosfórico al 37% por 15 segundos, las superficies dentinarias fueron lavadas con agua, y luego secadas levemente en el grupo húmedo con agua o inmersas en 2ml de etanol al 100% por un minuto en el grupo húmedo con etanol. La dentina desmineralizada se dejó húmeda antes de aplicar dos capas consecutivas del *primer* (50% adhesivo/50% etanol) por 10 segundos cada uno. Luego se aplicó una capa pura del adhesivo sobre cada *primer*, seguido de un fotocurado por 60 segundos, y una reconstrucción con resina. Se realizó el test de microtracción a las 24 horas, 3, 6 y 12 meses. Los resultados mostraron que las fuerzas adhesivas de las resinas 1-3 bajo adhesión húmeda con etanol fueron significativamente mayores que los valores bajo adhesión húmeda con agua. No hubo un decremento significativo en la fuerza adhesiva de los 5 adhesivos ni en el grupo de adhesión húmeda con agua ni en el grupo de adhesión húmeda con etanol, excepto la resina 2 que bajo el protocolo adhesivo húmedo con agua presentó una fuerza adhesiva significativamente menor entre las 24 horas y los 3 meses. Todos los adhesivos aplicados bajo el protocolo adhesivo húmedo con etanol otorgaron espacios interfibrilares más anchos y una mayor contracción de las fibras colágenas en comparación a aquellas bajo

el protocolo adhesivo húmedo con agua. Se discutió que el etanol pueda reemplazar el agua dentro de la matriz colágena causando una contracción tanto del colágeno como de los proteoglicanos. La contracción de estos componentes puede ser mayor que la contracción de matriz colágena entera. Por lo tanto, los espacios interfibrilares fueron ensanchados para permitir la infiltración de monómeros de resina y así crear un íntimo contacto con el colágeno. Además, los adhesivos pueden atrapar e inactivar MMPs colagenolíticas y gelatinolíticas dentro de la capa híbrida, y por ello, pueden prevenir la degradación enzimática dentro de la capa híbrida. El uso de resinas hidrófobas puede limitar la sorción de agua y extender la longevidad de las uniones resina-dentina.¹⁵ Los resultados de fuerza adhesiva y morfología de la capa híbrida del estudio eran consistentes con los resultados a corto plazo de estudios anteriores y también sugieren que la adhesión húmeda con etanol puede extender la durabilidad de uniones resina-dentina.^{6, 20}

Otro estudio a largo plazo, limitado a la resina hidrofóbica 2 (Tabla 1-1), fue publicado en 2010.⁹⁷ Se empleó un adhesivo de grabado y lavado de 3 pasos bajo adhesión húmeda con etanol (GI) o adhesión húmeda con agua (GII). El *primer* fue formulado por 50% resina 2 /50% etanol. Para el grupo de adhesión húmeda con etanol, se utilizó una serie de concentraciones crecientes de etanol (50%, 70%, 80%, 95% y 3x100% por 30 segundos cada una) para lavar la dentina desmineralizada y crear una dentina saturada en etanol. Se utilizó Adper Scotchbond Multi-Purpose (3M ESPE, USA) como control positivo (GIII). Las fuerzas de resistencia adhesiva a las 24 horas y 1 año fueron reportadas junto con la evaluación de la morfología del colágeno bajo microscopia electrónica de transmisión. El fallo previo

a la prueba del GII fue tan alto que todas las muestras restantes se probaron a las 24 horas. La fuerza de resistencia adhesiva de GI al año no fue significativamente diferente a la de 24 horas, mientras que la fuerza adhesiva de GIII disminuyó significativamente después de 1 año de almacenamiento. Los autores no reportaron signos de degradación cuando la resina 2 fue aplicada bajo el protocolo adhesivo húmedo con etanol. Se observó una morfología del colágeno intacta y espacios interfibrilares anchos después de 1 año de almacenamiento. Se reportó un patrón reticulado de nanofiltración especialmente en la parte superior de la capa híbrida tras 1 año. Adper Scotchbond Multi-purpose bajo adhesión húmeda con agua mostro una nanofiltración reticular densa, y pérdida de bandas colágenas indicando degradación del colágeno. La nanofiltración en este grupo puede estar relacionada a la separación de fases, sorción de agua, e infiltración limitada de monómeros de alto peso molecular causada por deposición de co-polímero de ácido polialquénico en la parte superior de la capa híbrida. La matriz colágena puede estar altamente rellena con de HEMA hidrófila, resultando en un alto nivel de sorción de agua y nanofiltración.⁹⁷

A pesar de los resultados positivos en los estudios anteriores, debemos acotar que la adhesión húmeda con etanol es sensible a la técnica; ya que, la cantidad de agua que pueda quedar después del lavado con etanol afecta la eficiencia de la unión resina-dentina. Sadek y col.,¹⁰² demostraron que los protocolos de deshidratación parcial, que probablemente no son capaces de remover toda el agua de la matriz desmineralizada, otorgaron fuerzas de resistencia adhesiva muy bajas con la versión hidrofóbica de *primer*, que generó los valores de fuerza adhesiva más altos con un protocolo de

deshidratación completa. Esto significa, que la presencia residual de solamente un 5% de agua en la dentina desmineralizada puede resultar en aproximadamente una disminución de 25% en los valores de fuerza adhesiva, al utilizar un adhesivo hidrófobo sobre dentina.

DEGRADACIÓN DE LAS UNIONES RESINA-DENTINA

La durabilidad de las restauraciones con resina se basa en gran medida en el rendimiento a largo plazo de la adhesión en la interfaz resina-dentina. Si bien es posible obtener una unión fuerte y duradera sobre el esmalte, la durabilidad de la unión a dentina no ha sido optimizada. La estructura compuesta heterogénea llena de líquido de la dentina contribuye al fallo temprano de la unión a dentina. Para extender el tiempo de vida de la unión, se deben de explorar los mecanismos de degradación de esta interfase crítica. Debido a que la capa híbrida es una capa compuesta de un polímero biológico-sintético, los esfuerzos para inhibir la degradación de cada uno de los componentes dentro de la capa híbrida merecen atención.²³ A pesar de la formación de un tejido hibridado en la interfaz de unión, tanto los sistemas adhesivos de grabado y lavado como los auto-grabadores tienen su capacidad de adhesión comprometida con el tiempo.¹⁰⁷⁻¹⁰⁸ Muchos factores contribuyen a la degradación de los materiales adhesivos: (1) la naturaleza hidrofílica de los monómeros utilizados en la composición de los adhesivos, (2) la concentración de agua requerida para la ionización de los monómeros ácidos en los sistemas de auto-grabado, (3) la técnica adhesiva húmeda desarrollada para los sistemas de grabado y lavado, (4) el fluido dentinario constante en las anastomosis tubulares que permeabiliza los túbulos dentinarios y que proviene desde la cámara pulpar. De manera general podemos encontrar factores extrínsecos e intrínsecos; sin embargo,

podemos sintetizar que los elementos específicos que interactuaran con la capa híbrida y propician su degradación son: el agua y enzimas colágeno-líticas presentes en las fibras colágenas dentinarias, principalmente las metaloproteinasas (MMPs) y las catepsinas. La combinación de diferentes estrategias puede conseguir el objetivo de obtener uniones duraderas resina-dentina.

K. Degradación adhesiva de los sistemas de Grabado y Lavado

Utilizamos soluciones acídicas (por ejemplo ácido fosfórico al 37%) para desmineralizar la capa de barrillo y la dentina subyacente y exponer así la matriz colágena. La impregnación incompleta de las fibras colágenas expuestas por la subsecuente aplicación del agente adhesivo es debido a la infiltración imperfecta de los monómeros resinosos. La discrepancia entre la profundidad de grabado e infiltración del adhesivo crea una zona expuesta de dentina desmineralizada en la base de la capa híbrida.¹⁰⁵ Estas zonas corresponden con los diferentes sitios de deposición de nitrato de plata dentro de la capa híbrida, un elemento marcador utilizado para evaluar la nanofiltración. Se ha reportado que la diferenciación de la difusión de los monómeros de resina en la dentina desmineralizada es dependiente del peso molecular del monómero.

Aunque el agua es esencial en la primera etapa de la infiltración del adhesivo, su presencia dentro de los espacios interfibrilares de la matriz colágena puede desencadenar, no solamente la hidrólisis de la matriz polimérica por esterasas, sino también la hidrólisis del colágeno por enzimas colagenolíticas y gelatinolíticas.¹⁰⁹ El agua residual en la matriz colágena puede

también resultar en separación de fase del adhesivo en la interfase resina-dentina, lo cual debilita el polímero dentro de la capa híbrida haciéndolo más susceptible a la degradación enzimática.¹¹⁰

Recientemente Pashley y col., establecieron un concepto diferente, la degradación de fibras colágenas desnudas por metaloproteinasas derivadas del huésped en la matriz dentinaria.¹¹¹ Las MMPs de la matriz son una familia de enzimas proteolíticas que son capaces de degradar la dentina orgánica tras la desmineralización. Aunque la actividad colagenolítica y gelatinolítica identificada en bacterias de la cavidad oral puede contribuir a la hidrólisis de la materia orgánica en la matriz dentinaria durante el proceso carioso, estudios recientes han reportado proteinasas derivadas del huésped en la forma de diferentes tipos de MMPs presentes y liberadas en la matriz dentinaria. Cuando una región de fibras colágenas desnudas persiste en la zona de dentina desmineralizada, la liberación lenta y gradual de MMPs activas disuelve el colágeno durante el largo plazo, aún en condiciones *in vitro*.¹⁰⁶

La elución de la resina de la capa híbrida debido a la hidrólisis de la resina es una explicación adicional para la degradación adhesiva de los sistemas de grabado y lavado. Esta fase de degradación ha sido detectada en todos los tipos de sistemas adhesivos.¹¹²⁻¹¹⁵

L. Degradación adhesiva de los sistemas de Auto-grabado.

Los sistemas de auto-grabado difieren de los sistemas de grabado y lavado en que los adhesivos auto-grabadores

envuelven parcialmente la capa original de barrillo en la capa híbrida. Por lo tanto, la capa híbrida de los sistemas auto-grabadores es una estructura combinada de resina, fibras colágenas, y minerales.

Se cree que la simplificación impulsada por el mercado de los sistemas adhesivos de auto-grabado que combinan el acondicionamiento e *imprimado* ha superado las deficiencias de la formación de una red de colágeno expuesta dentro de las uniones de los adhesivos de grabado y lavado. Sin embargo, la infiltración incompleta también se encontró como nanofiltración dentro de la capa híbrida.^{65, 116} Por lo tanto, existe una ruta para la impregnación de agua en las interfases adhesivas de los sistemas de auto-grabado después de la adhesión.

Aunque la nanofiltración puede eliminarse teóricamente usando adhesivos de auto-grabado, muchos estudios han demostrado que todos los adhesivos auto-grabantes tenían un modo reticular de nano-filtración dentro de la capa híbrida. Aunque una zona de colágeno desnuda estaba ausente dentro de la interfaz de los adhesivos de auto-grabado, es posible que una pérdida de resina pueda iniciar y promover la hidrólisis proteolítica del colágeno.

Sin embargo, este patrón de envejecimiento es poco frecuente y aún no está claro cuál de las estructuras (colágeno o resina) contribuye a la degradación de la unión. De acuerdo con los resultados de estudios previos, la hidrólisis de la resina puede ser más perjudicial para la eficacia de unión a largo plazo que la hidrólisis de colágeno en el caso de la capa híbrida de adhesivos autoadhesivos.^{116, 117}

Los adhesivos “todo en uno” recientemente introducidos se suministran como dos botellas que se mezclan inmediatamente antes de su uso. Se han desarrollado adhesivos auto-grabadores de una botella que combinan el agente de grabado, la imprimación y la resina de unión en una botella con aplicación de un solo paso, permitiendo el grabado simultáneo y la *imprimación* con un componente adhesivo. Generalmente se cree que este sistema es menos sensible a la técnica y requiere mucho menos tiempo que las resinas adhesivas tradicionales (auto-grabadores de dos pasos y adhesivos de grabado y lavado).¹⁰⁶

Varios estudios han mostrado defectos de unión desfavorables tales como nanofiltración, árboles de agua, burbujas y separación de fases en las interfases de unión de los adhesivos “todo en uno” y de una botella debido a sus cantidades característicamente elevadas de agua^{66, 118}, que se necesita para la desmineralización del tejido dentinario duro por el efecto ácido de los monómeros en los sistemas de auto-grabado. La naturaleza hidrófila de los adhesivos induce fácilmente la absorción de agua como resultado de la sustitución de los monómeros resinosos hidrófilos incluso después del curado, dando lugar a degradación hidrolítica a largo plazo; determinando al mismo tiempo que el grado de sorción de agua de un sistema adhesivo es proporcional a las características hidrofílicas del mismo.^{64, 96, 119-123} La capacidad de auto-grabado es lograda a través de la incorporación de agua en los monómeros resinosos lo que permite la ionización de monómeros ácidos. Además del agua en el compuesto, los restos ionizables de los monómeros ácidos son también hidrófilos.¹²⁴ La presencia de dicha capa hidrófila puede así inducir la sorción y

absorción de agua, y a su vez, plastificar la matriz polimérica. La separación de fases del adhesivo o la formación de burbujas de micro-tamaño en la capa adhesiva es una morfología típica en los sistemas auto-grabadores de 1 botella. Los adhesivos hidrófilos de una botella con altos contenidos de solventes y agua presentan una elevada sorción de agua. Esta sorción de agua contribuye además a una gran disminución de la resistencia adhesiva en dentina húmeda en comparación con la adhesión en seco.¹⁰⁶

Recientemente, se encontró un patrón típico de degradación de adhesivos todo en uno de una botella en el borde entre adhesivo y el borde de la resina compuesta.¹²⁵⁻¹²⁶ El oxígeno inhibe la polimerización de radicales libres y produce una fina capa no polimerizada y/o hidrogel sobre las superficies curadas. Grandes cantidades de agua y/o solvente son responsables de una disminución de la viscosidad y conducen al transporte de oxígeno a la superficie superior de la capa del adhesivo curado, y la profundidad de la capa no curada con adhesivos de una botella puede ser más severa que para los adhesivos hidrofóbos. Además, el monómero restante alrededor del relleno alrededor de los monómeros inadecuadamente polimerizados se convertirá en un camino para la invasión de agua ambiental y la entrada en la matriz polimérica, dando lugar a la hidrólisis de la unión relleno-adhesivo después del envejecimiento. Este dominio polimérico hidrófilo pobremente polimerizado se deteriora rápidamente por agua ambiental y por lo tanto es sensible al ataque interfacial por agua.¹⁰⁶

i. El Rol de la técnica adhesiva húmeda con etanol en la infiltración de monómeros resinosos hidrófobos en la dentina desmineralizada

Como ya se ha descrito, se prefieren a los monómeros con características hidrófobas sobre los hidrófilos en términos de resistencia a la degradación. Se ha propuesto que la durabilidad de las uniones resina-dentina puede ser mejorada al incorporar monómeros hidrófobos resistentes a la hidrólisis, tal como Bis-GMA y/o TEGDMA en los sistemas adhesivos. Sin embargo, los monómeros hidrófobos no son miscibles en la dentina desmineralizada hidrofílica. Es por ello, que la técnica adhesiva húmeda con etanol, al reducir la hidrofiliidad de la dentina desmineralizada antes de la aplicación del adhesivo, puede facilitar la infiltración de monómeros de resina hidrófobos para obtener uniones resina-dentina duraderas.⁴ Inclusive, la técnica adhesiva húmeda con etanol muestra compatibilidad de su uso conjunto con los sistemas adhesivos contemporáneos, dígase los sistemas de 1 y 2 pasos (tanto “etch and rinse” como “self-etch”). El grado de miscibilidad detectado de los monómeros hidrófilos con una dentina saturada con etanol, es mayor que el encontrado con una dentina saturada con agua. De esta manera, la aplicación conjunta de estos sistemas adhesivos con la adhesión húmeda en etanol, puede resultar en uniones resina-dentina más duraderas en este sentido.

ii. El rol de la clorhexidina en la inhibición de MMPs

La clorhexidina es un antiséptico de amplio espectro que causa disrupción de la membrana en bacterias Gram-positivas y Gram-negativas.¹²⁷ Esta bisbiguanida catiónica tiene un efecto único de inhibición de la placa dental, principalmente debido a su sustantividad y su propiedad antimicrobiana. Se ha demostrado que la CHX es un eficaz complemento a la terapia periodontal

mediante el control de la placa supra-gingival y la inflamación gingival.^{128,}

¹²⁹En 1999, se informó que CHX inhibe algunas MMP, lo que se convirtió en un valioso efecto en el tratamiento de la enfermedad periodontal. Los componentes de la matriz extracelular incluyendo el colágeno y los proteoglicanos, son proteínas responsables de la integridad estructural de los tejidos periodontales. La destrucción de los tejidos periodontales implica la degradación de los componentes de la matriz extracelular, dando lugar a una pérdida irreversible de los tejidos periodontales. Incluso antes de ser probado como un potencial inhibidor de MMP, CHX se utilizó por primera vez en la adhesión dental como un desinfectante dentinario antes de la aplicación de adhesivos dentales.¹⁰⁵

Además de su función establecida como agente antimicrobiano, se introdujo clorhexidina como un inhibidor de proteasa de amplio espectro y se le presumió retrasar la degradación enzimática dentro de la capa híbrida mediante la inhibición de las actividades colagenolíticas de las metaloproteinasas de la matriz dependientes de Ca/Zn. Se informó que la clorhexidina inhibía la MMP-2 y la MMP-9 a través del mecanismo de quelación de cationes con mayores efectos inhibidores sobre la MMP-2.²³El uso de un *primer* acuoso que contiene CHX da como resultado la preservación de las resistencias de unión a la dentina y la integridad de la capa híbrida con el tiempo, de forma similar a cuando se incluye CHX en la composición de agentes de grabado con ácido fosfórico o se incorpora en la composición de algunos agentes adhesivos.¹⁰⁶

PRUEBAS DE LABORATORIO UTILIZADAS PARA EVALUAR LA EFICACIA DE LAS UNIONES RESINA-DENTINA

Los estudios de laboratorio sobre la eficacia de la unión resina-dentina se llevan a cabo ampliamente. A pesar de que el rendimiento *in vivo* se considera el método de prueba ideal, los enfoques de laboratorio bien controlados se proponen para predecir con éxito los resultados clínicos de la unión a dentina.^{130, 131}

Los múltiples métodos de pruebas son necesarios para entender y mejorar el funcionamiento clínico de los materiales dentales; sin embargo, un método de prueba elegido debe ser relativamente fácil de realizar y debe ser repetible dentro y entre los laboratorios, y en última instancia útil para predecir los resultados clínicos.¹³² Idealmente, la adhesión a la estructura del diente debe proporcionar resistencia retentiva, sellado marginal, ser relativamente simple de lograr y tener durabilidad clínica. El ensayo de resistencia adhesiva por micro-tracción (μ TBS), especialmente después de someter los especímenes a una prueba de durabilidad, es actualmente recomendado por los autores como la mejor medida sustitutiva de la retención de restauraciones de compuestos dentales.¹³³

M. Pruebas de Fuerza Adhesiva

El principio básico para evitar el fallo estructural es que la tensión aplicada no debe exceder la resistencia del material.¹³⁴ Para la adhesión a dentina, este concepto podría aplicarse en el sentido de que la falla adhesiva se puede evitar si la resistencia de unión de la resina a la dentina es superior a la tensión aplicada a una restauración. Sin embargo, la falla en la unión resina-dentina es complicada por varios factores. Las fuerzas aplicadas sobre una restauración se proyectan normalmente desde más de una

dirección y también se aplican repetidamente. Las interfaces resina-dentina contienen defectos. Las grietas (cracks) iniciadas en estos defectos pueden propagarse y conducir a la fractura. Además, el cambio repetido de temperatura, fluidos orales, bacterias, ácidos y enzimas en el ambiente oral juegan un papel importante en la falla del enlace resina-dentina. Debido a esta naturaleza multifactorial de la falla en la unión resina-dentina, un solo método de prueba de laboratorio basado en fuerzas, no puede tener éxito por sí solo en la predicción del rendimiento clínico de la unión resina-dentina.¹³⁵

Las pruebas basadas en la fuerza de los enlaces adhesivos generalmente se clasifican en 4 tipos: macro-cizallamiento, micro-cizallamiento, macro-tracción y micro-tracción adhesiva. Se revisará, como parte de la metodología de la presente investigación, la fuerza de micro-tracción adhesiva.

i. Ensayo de Microtracción

En 1994 se introdujo el ensayo de resistencia de unión a microtracción (μ TBS) con el fin de reducir la variabilidad en los resultados informados de la resistencia a la tracción de uniones resina-dentina en estudios individuales. En esta investigación se demostró una relación inversa entre el área superficial de las interfaces adheridas y la fuerza de resistencia de unión. Los autores propusieron que este fenómeno podría ser causado por defectos dentro de la capa híbrida o la dentina subyacente. Un área de interfaz adhesiva grande contiene estadísticamente más defectos, lo que da como resultado una menor fuerza de unión a

la tracción comparada con la de un área de interfaz adhesiva pequeña. Al recortar un área de interfaz para ubicarla en la parte más estrecha de la muestra, la tensión pasa a concentrarse en la interfase y la vía de desprendimiento revela más comúnmente la fractura de la unión adhesiva.¹³⁶ Para obtener resultados precisos, la superficie adherida debe ser plana. Además, la fuerza necesita aplicarse perpendicularmente a la interfase adhesiva y tener una distribución uniforme de tensiones a lo largo de la interfase.¹³⁷

Basándose en la distribución del estrés en las muestras de microtracción, se recomienda utilizar muestras en forma de reloj de arena con agarre pasivo cuando se permite, de lo contrario, los especímenes en forma de cerillas con la técnica de pegamento podría ser una alternativa.¹³⁵

Esta técnica se ha utilizado cada vez más debido a muchas ventajas. Dado que se requiere una pequeña área de unión para ensayos, se pueden obtener muchos especímenes de un solo diente permitiendo evaluaciones de variabilidad intra e inter dentales. Además, los especímenes del mismo diente se pueden dividir para analizarlos a diferentes tiempos de almacenamiento. Un área adherida pequeña es deseable para la aceleración del envejecimiento durante el almacenamiento a largo plazo. La resistencia de unión a la microtracción permite múltiples tratamientos superficiales en un diente. Además, se pueden realizar múltiples pruebas para una evaluación completa sobre los mismos especímenes de μ TBS, p. MicroCT para la evaluación de la densidad mineral del diente y la fractografía SEM. La fuerza aplicada sobre las muestras de μ TBS genera normalmente una tensión uniforme que da como resultado una menor tasa de fallo

cohesivo del sustrato y una alta resistencia de unión en comparación con la observada durante la prueba de resistencia de unión al cizallamiento. Además de estas ventajas, esta prueba también presenta algunos inconvenientes; requiere de un operador hábil ya veces de instrumentos especiales para la preparación de muestras. Además, es difícil medir fuerzas de adherencia muy bajas. Aunque esta prueba es ampliamente utilizada, la variación del valor de μ TBS entre laboratorios o dentro del mismo laboratorio ha sido reportada. Para permitir una comparación razonable del valor de la fuerza adhesiva entre diferentes laboratorios, los autores deben proporcionar información sobre la geometría de las muestras y las condiciones de las pruebas en sus publicaciones.²³

N. Evaluación de nanofiltración

Los avances en microscopía electrónica permitieron visualizar la ultraestructura de la capa híbrida en nano-escala. El Microscopio Electrónico de Transmisión (TEM) es una de las técnicas de microscopía basadas en la transmisión de electrones a través de muestras ultrafinas. Conjuntamente con diferentes conjuntos de lentes similares a los del microscopio óptico, el TEM proporciona imágenes de alta resolución de una muestra ilustrada en una pantalla de fosforescencia. Debajo de la pantalla hay una cámara CCD que captura digitalmente imágenes en tiempo real, así como fotos instantáneas. TEM es una herramienta muy útil para evaluar la calidad de las interfaces resina-dentina en términos de integridad y morfología, p. ejm. Patrones de nano-filtración,

diámetro y bandas de colágeno, espacios interfibrilares y espesor de la capa híbrida.²³

La nanofiltración, una difusión de pequeños iones o moléculas dentro de la capa híbrida sin ninguna formación de vacío, fue introducida por primera vez por Sano en 1995; donde utilizó nitrato de plata como elemento trazador.¹³⁸ La precipitación de plata, que se refiere a patrones de nano-filtración, dentro de las capas híbrida y adhesiva podría ser ilustrada por un microscopio óptico, electrónico de barrido (SEM) y/o un TEM. El término "nanofiltración" evolucionó a partir del hecho de que esta filtración estaba permitida en espacios tan pequeños como 20-100nm en comparación con 10-20µm en la microfiltración. Este tipo de filtración puede ser un camino para la degradación de la capa híbrida a través de la hidrólisis.¹³⁹

Tay y col., examinaron la nanofiltración y la ultra-estructura de las interfases de resina-dentina creadas por adhesivos auto-grabadores a base de acetona con y sin relleno, bajo un TEM y correlacionaron la inhomogeneidad y los defectos en las interfases de resina-dentina. En este estudio se identificaron dos tipos de nanofiltración, patrones reticulares y manchados. Se especuló que la nanofiltración reticular correspondía al área de fibrillas de colágeno desnudadas. La localización de la nanofiltración reticular podría estar relacionada con la infiltración incompleta de resina, mientras que el tipo manchado podría representar poros dentro de la matriz de resina. Estos poros pueden contener agua unida a monómeros hidrófilos mediante enlaces hidrógeno. Los iones de diamina de plata pueden depositarse dentro de estos espacios pequeños y presentarse

como granos de plata aislados de dimensiones variadas.¹⁴⁰ Posteriormente, Tay y col., informaron otra forma de depósito de plata llamado "árbol de agua". El patrón del árbol del agua se observa comúnmente en adhesivos de resina ácidos simplificados. Esta forma se presenta como canales de agua precipitados con plata que surgen de la unión de la capa híbrida y la resina adhesiva hacia la parte superior de la capa adhesiva de resina. Ocasionalmente, el árbol de agua apareció hasta la parte superior de la capa adhesiva de resina. Se especuló que el fenómeno del árbol de agua estaba relacionado con el aumento de la osmolaridad y la alta concentración de sorción de agua inducida por monómeros iónicos hidrófilos.⁶⁵

Aunque no hubo correlación entre la fuerza de resistencia adhesiva de la unión resina-dentina y la nanofiltración, el grado de precipitación de nitrato de plata aumentó después de un almacenamiento a largo plazo. En resumen, la nanofiltración a corto plazo puede representar la infiltración incompleta de un adhesivo de resina en la matriz de colágeno desmineralizada, mientras que la nanofiltración a largo plazo puede estar relacionada con las vías y procesos de degradación dentro de la capa híbrida, especialmente en relación con la matriz polimérica. El árbol de agua es evidencia en apoyo del concepto de que la "capa híbrida es una membrana semipermeable".²³

Aunque intuitivamente se espera una relación entre la fuerza adhesiva y la filtración, esta relación es compleja. Aunque ambas propiedades fueron diseñadas para evaluar la eficacia de unión de materiales y/o técnicas, no siempre muestran una buena correlación, ya que parecen centrarse en diferentes

características de la adhesión. Los datos de la resistencia adhesiva parecen predecir la retención del material restaurador mientras que la nanofiltración destaca los sitios potenciales de la interfaz adhesiva propensos a la degradación hidrolítica y predice la capacidad de sellado de la interfaz unida. Sólo se demostró una correlación significativa entre la nanofiltración y la resistencia de unión cuando se incluyeron valores de resistencia de unión envejecidos en la prueba de correlación.⁹

3.3. Hipótesis

- **Hipótesis nula:** No Existen diferencias significativas entre la resistencia a la microtracción y nanofiltración entre la técnica adhesiva húmeda con etanol y húmeda con agua.
- **Hipótesis alterna:** Existen diferencias significativas entre la resistencia a la microtracción y nanofiltración entre la técnica adhesiva húmeda con etanol y húmeda con agua.

3.4. Operacionalización de variables

Variables:

- Variable Dependiente: Fuerza adhesiva (microtracción), nanofiltración.
- Variable Independiente: Técnica Adhesiva

Cuadro de Operacionalización de Variables

VARIABLE	INDICADORES	ESCALA DE MEDICION	CATEGORIAS / VALOR
Fuerza Adhesiva	Lectura de Maquina Universal de Pruebas	Razón	<ul style="list-style-type: none"> Mpa.
Nanofiltración	Observación por ME	Ordinal	<ul style="list-style-type: none"> Sin nanofiltración $\leq 25\%$ de nanofiltración $25 \leq 50\%$ de nanofiltración $50 \leq 75\%$ de nanofiltración $> 75\%$ de nanofiltración.
Técnica Adhesiva	Técnica de lavado	Nominal	<ul style="list-style-type: none"> Adhesión Húmeda con Agua Adhesión Húmeda con Etanol

IV. METODOLOGÍA

4.1. Tipo de Investigación

Estudio experimental ex-vivo, transversal y prospectivo.

4.2. Población y muestra

El tamaño de la muestra fue determinado por un estudio base previo⁹ y por las recomendaciones dadas por la Academia de Materiales Dentales para la evaluación in vitro de la adhesión resina-dentina/esmalte.¹⁴² De acuerdo a estas dos premisas, se determinó un tamaño de muestra de 8 dientes por cada grupo experimental.

Se evaluó clínicamente a 15 pacientes de edades entre 18 – 35 años, ellos tenían como requerimiento en su plan de tratamiento ortodóncico, la extracción de primeras premolares de los cuales se obtuvieron 16 piezas en 4 pacientes aptos para realizar los procedimientos del estudio.

4.3. Procedimientos y Técnicas

Preparación dentaria y procedimiento restaurador (ANEXO 4)

Para cada pieza se colocó anestesia local con vasoconstrictor (lidocaína 2% - 1:80 000) y aislamiento absoluto, se preparó una cavidad oclusal estandarizada utilizando fresas redondas y cilíndricas diamantadas (Modelo 1092) con abundante irrigación. Cada fresa diamantada fue utilizada en cuatro preparaciones y luego descartada. Las cavidades fueron preparadas en orden para obtener: 1 – las dimensiones más largas posibles, que promediaron 4mm de ancho, 5mm de largo y 3 mm de profundidad; 2 – piso

de la cavidad dentinaria completamente plano; 3 – márgenes cavo superficiales de esmalte completos.

Los especímenes fueron divididos aleatoriamente en dos grupos, de acuerdo a la técnica adhesiva: húmeda en agua (n = 8 dientes) y húmeda en etanol (n = 8 dientes).

En el grupo de adhesión húmeda con agua, las preparaciones fueron grabadas totalmente con ácido fosfórico en gel al 35% por 15s, seguido de un lavado con agua por 15s. Luego se secó suavemente con papel absorbente la cavidad sin resecarla, y manteniéndola visiblemente húmeda, se aplicaron dos capas del adhesivo Single Bond 2 (3M ESPE) ejerciendo frotación en la cavidad con el micro aplicador por 20 segundos, seguido de una aplicación leve de aire por 10s para la evaporación del solvente y el subsiguiente fotocurado por 30 segundos.

En el grupo de adhesión húmeda con etanol, la superficie dentinaria grabada y lavada con agua fue subsiguientemente lavada con etanol al 100% por 1 minuto, evitando en todo momento la evaporación y secado de la dentina saturada con etanol manteniéndola visiblemente húmeda; se retiró el exceso de etanol con papel absorbente y se aplicaron dos capas del adhesivo Single Bond 2 (3M ESPE) ejerciendo frotación en la cavidad con el micro aplicador por 20 segundos, seguido de una aplicación leve de aire por 10s y el subsiguiente fotocurado por 30 segundos.

Las preparaciones de ambos grupos fueron restauradas con una resina compuesta micro híbrida (Solare) en tres incrementos. Cada incremento fotocurado por 30s. La lámpara de fotocurado Led utilizada, tiene una potencia de 800mW/cm².

Dentro de los 20 minutos subsiguientes al procedimiento restaurador, los dientes fueron extraídos, y almacenados en agua destilada (pH = 7) por 24hrs a 37 °C (ANEXO 5) antes de ser preparados para el test de microtracción y análisis de nanofiltración.⁹

Test de Microtracción

Los dientes fueron seccionadas corono-apicalmente en las direcciones “x” e “y” en láminas de 1mm de espesor con la máquina de corte (Isomet 1000) después del periodo de almacenamiento. Cada lamina fue luego seccionada para producir cerillas con un área transversal aproximada de 1mm². Las cerillas del área más periférica que no contenían el material restaurador fueron excluidas. (ANEXO 6)

Los especímenes fueron fijados con un pegamento de cianoacrilato (SuperGlue) sobre una placa para espécimen de una máquina de ensayo universal. Se procedió a realizar el ejercicio de microtracción con una velocidad de carga de 0.5mm/min y 500N para determinar la resistencia adhesiva. El área transversal de cada espécimen testeado fue medida con un calibrador digital (vernier) antes de la fractura de los estos. (ANEXO 7)

Análisis de nanofiltración (ANEXO 9, 10 Y 11)

Tres cerillas de cada diente, seleccionadas aleatoriamente y no sometida a tracción, fueron preparadas para la evaluación de nanofiltración. Estas cerillas fueron sumergidas en nitrato de plata amoniacal por 24h y luego, los especímenes impregnados de plata fueron lavados a fondo en agua destilada y colocados en una solución foto-reveladora por 8h bajo una luz

fluorescente.¹⁴¹ Luego, las cerillas fueron pulidas con papeles abrasivos SiC de granos (1000; 1200; 1500; 2000 y 2500) y posteriormente lavados con abundante agua destilada, para retirar cualquier residuo. Para su observación los especímenes fueron colocados en un porta muestras para ser analizados por microscopia óptica.

4.4. Procesamiento de datos

Los datos obtenidos se registraron en la ficha de recolección de datos usada en el artículo base de referencia para ambas evaluaciones. **(ANEXO 8)**

PARAMETROS DE EVALUACION

Evaluación de resistencia a la microtracción

Antes de traccionar cada cerilla, se midió su área transversal (zona de interfase) con un instrumento digital (vernier), luego los valores obtenidos fueron convertidos de Newton a Mpa, con la intervención del área transversal, y tabulados en las fichas de recolección de datos.

Las cerillas que mostraron fallas cohesivas en dentina o en el composite, no fueron incluidas en los promedios. Con respecto a los fallos prematuros, se les asignó un valor de 0 (Mpa) y se desarrollaron dos análisis estadísticos, con y sin la inclusión de fallas prematuras en los promedios.

Evaluación de la nanofiltración

Se tomó 24 cerillas por grupo de las cuales se obtuvo 48 campos de observación (2 imágenes por cerilla). La puntuación fue dada mediante la observación directa en el microscopio de luz, esta fue realizada con un experto incluso después de la calibración; cada cerilla se valoró de acuerdo a la clasificación dada por Saboia y col. Según el grado de nanofiltración de

la partícula de nitrato de plata en la zona de interfase adhesiva, esta se observa como líneas oscuras que se pueden extender en distintos sentidos, se evaluó la extensión de filtración en el sentido X, tomándose como referencia del 100%, la interfase adhesiva obtenida por campo de observación. **(ANEXO 12)**

Calificación de los valores de nanofiltración de acuerdo a Saboia y col.	
Valores	% de la interfase adhesiva que muestra nanofiltración
0	Sin nanofiltración
1	$\leq 25\%$ de nanofiltración
2	$25 \leq 50\%$ de nanofiltración
3	$50 \leq 75\%$ de nanofiltración
4	$> 75\%$ de nanofiltración.

4.5. Análisis de resultado

Para la estadística inferencial se evaluó en primer lugar la normalidad de los datos con la prueba de Kolmogorov-Smirnov y el test de Levene para evaluar la igualdad de las varianzas para así probar la hipótesis del investigador.

(ANEXO 13)

Posteriormente se calcularon las medias y desviaciones estándar. Los valores de fuerza adhesiva de las cerillas de cada grupo fueron promediados para propósitos estadísticos. Para comparar los grupos se utilizó T Student para muestras independientes.

El análisis descriptivo se realizó mediante tablas puesto que los datos no tienen distribución normal. Los valores de nanofiltración fueron evaluados estadísticamente con un test de chi cuadrado de homogeneidad; también fueron descritos con tablas de medianas y rango intercuantílicos.

Para el análisis de resultados se usó el software SPSS Vs22.0

V. RESULTADOS

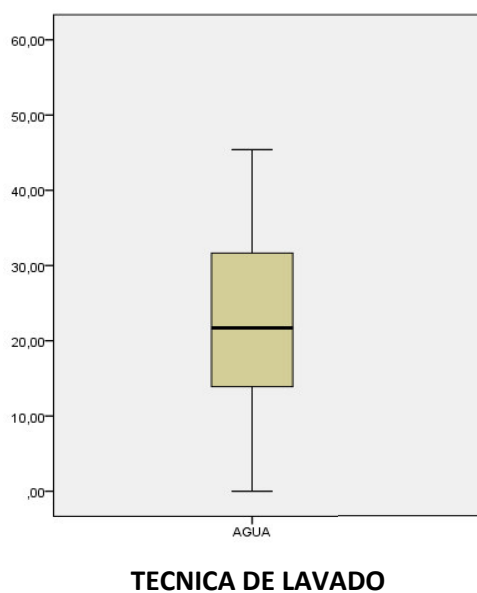
TABLA N°1: FUERZA ADHESIVA DE LA TECNICA DE LAVADO CON AGUA INCLUYENDO FP

	estadístico
Media	22,59
DS	12,27
Mínimo	0
Máximo	45,4

***FP= Fallas prematuras, DS= Desviación estándar**

De la tabla se aprecia que la media de la fuerza adhesiva en la técnica de lavado con agua es de 22,59 MPa, con una desviación estándar de 12,27 Mpa y un nivel de confianza de 95%, el valor mínimo es 0 MPa ya que se están incluyendo en estos primeros resultados las FP (fallas prematuras) y el valor máximo es de 45,4 MPa.

GRAFICO N°1: FUERZA ADHESIVA DE LA TECNICA DE LAVADO CON AGUA INCLUYENDO FP



**TABLA N°2: FUERZA ADHESIVA DE LA TECNICA DE LAVADO CON
ETANOL INCLUYENDO FP**

	estadístico
Media	29,08
DS	12,76
Mínimo	0
Máximo	54,8
*FP= Fallas prematuras, DS= Desviación estándar	

De la tabla se aprecia que la media de la fuerza adhesiva en la técnica de lavado con etanol es de 29,08 MPa, con una desviación estándar de 12,76 MPa y un nivel de confianza de 95%, el valor mínimo es 0 MPa ya que se están incluyendo en estos primeros resultados las FP (fallas prematuras) y el valor máximo es de 54,8 MPa.

**GRAFICO N°2 FUERZA ADHESIVA DE LA TECNICA DE LAVADO CON ETANOL
INCLUYENDO FP**

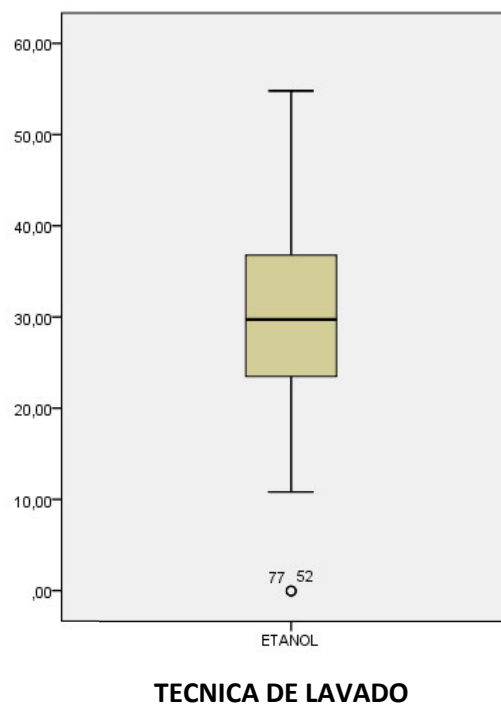


TABLA N° 3: COMPARACION DE FUERZA ADHESIVA CON INCLUSION DE FP.

FUERZA ADHESIVA			
	AGUA	ETANOL	P*
Media	22,59	29,08	0,018
DS	12,27	12,76	
Mínimo	0	0	
Máximo	45,4	54,8	
• Prueba T Student para muestras independientes			

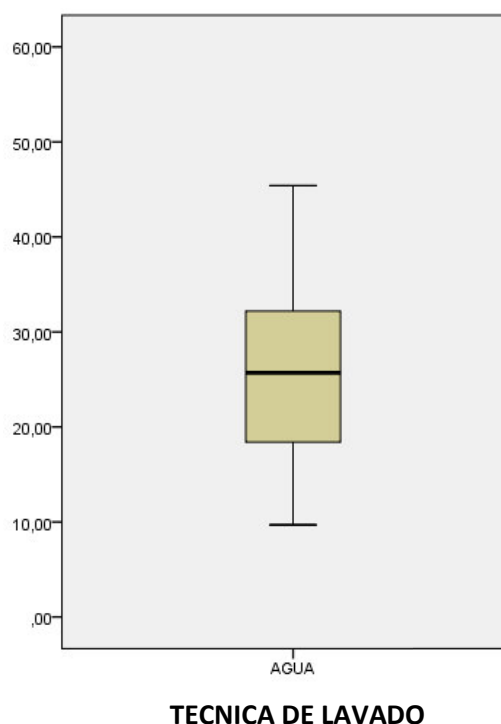
Al realizar el análisis comparativo con la prueba T Student obtuvimos un $p < 0,05$ ($p = 0.018$) por lo que encontramos diferencias significativas entre las técnicas de lavado de los grupos con inclusión de fallas prematuras.

**TABLA N° 4: FUERZA ADHESIVA DE LA TECNICA DE LAVADO CON AGUA
EXCLUYENDO FP.**

	estadístico
Media	25,56
DS	9,64
Mínimo	9,70
Máximo	45,40
*FP= Fallas prematuras, DS= Desviación estándar	

De la tabla se aprecia que la media de la fuerza adhesiva en la técnica de lavado con agua es de 25,56 MPa, con una desviación estándar de 9,64 Mpa y un nivel de confianza de 95%, el valor mínimo es 9,70 MPa ya que se están excluyendo en estos segundos resultados las FP (fallas prematuras) y el valor máximo es de 45,4 MPa.

**GRAFICO N°3 FUERZA ADHESIVA DE LA TECNICA DE LAVADO CON AGUA
EXCLUYENDO FP.**



**TABLA N° 5: FUERZA ADHESIVA DE LA TECNICA DE LAVADO CON ETANOL
EXCLUYENDO FP.**

	estadístico
Media	31,26
DS	10,26
Mínimo	10,84
Máximo	54,80
*FP= Fallas prematuras, DS= Desviación estándar	

De la tabla se aprecia que la media de la fuerza adhesiva en la técnica de lavado con etanol es de 31,26 MPa, con una desviación estándar de 10,26 MPa y un nivel de confianza de 95%, el valor mínimo es 10,84 MPa ya que se están excluyendo en estos segundos resultados las FP (fallas prematuras) y el valor máximo es de 54,8 MPa.

**GRAFICO N°4 FUERZA ADHESIVA DE LA TECNICA DE LAVADO CON ETANOL
EXCLUYENDO FP.**

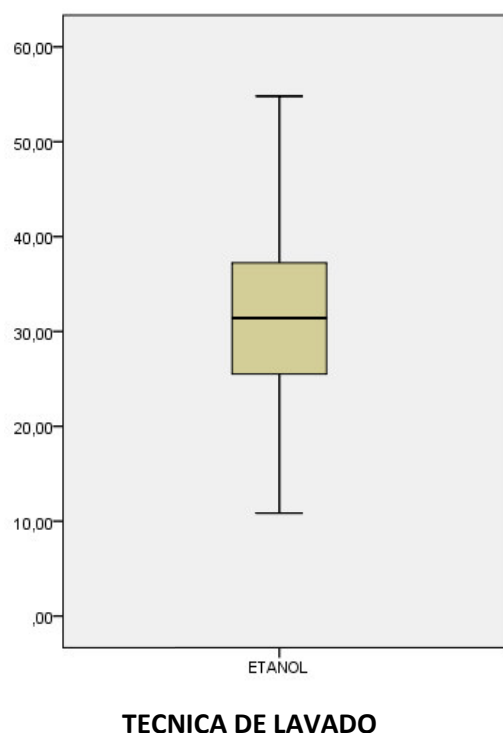


TABLA N°6 COMPARACION DE LA FUERZA ADHESIVA CON EXCLUSION DE FP.

FUERZA			
ADHESIVA	AGUA	ETANOL	P*
Media	25,56	31,26	0,014
DS	9,64	10,26	
Mínimo	9,70	10,84	
Máximo	45,40	54,80	
• Prueba T Student para muestras independientes			

La tabla nos muestra un valor para el análisis T Student igual a 0,014 ($p < 0,05$) por lo que encontramos diferencias significativas entre las técnicas de lavado de los grupos con exclusión de fallas prematuras.

Nanofiltración

Con el objetivo de evaluar el grado de nanofiltración se realizó la lectura de las muestras, estas fueron examinadas mediante observación directa al microscopio de luz. Esta prueba permitió el registro de las muestras que presentaron zonas de filtración.

TABLA N°7 NANOFILTRACION PARAS LAS TECNICAS DE LAVADO CON AGUA Y ETANOL

	Técnica de lavado		Total	p*
Nanofiltración	Agua	etanol		
0%	0 (0%)	3 (12.5%)	3 (6.3%)	0,294
<25%	2 (8,3%)	3 (12.5%)	5 (10.4%)	
De 25 a 50%	8 (33,3%)	7 (29,2%)	15 (31.3%)	
De 50 a 75%	7 (29,2%)	8 (33,3%)	15 (31.3%)	
>75%	7 (29,2%)	3 (12.5%)	10 (20.8%)	
Total	24 (100%)	24 (100%)	48 (100%)	

*Chi-cuadrado $p > 0,05$

3 de las 24 muestras de la técnica de lavado con etanol presentaron 0% de nanofiltración lo que corresponde a un 12.5% (mediante un intervalo de confianza del 95%). En contraste la técnica de lavado con agua no presentó ninguna muestra con 0% de nanofiltración. El análisis estadístico permitió determinar que no existe una diferencia significativa ($p > 0,05$) de nanofiltración para ambas técnicas.

**TABLA N° 8 NANOFILTRACION REPRESENTADA CON MEDIANAS Y RANGOS
INTERCUANTILICOS**

	Lavado con agua	Lavado con etanol
Clínico	3 (2-4) ^A	2 (1-3) ^A
<ul style="list-style-type: none"> • Letras diferentes indican diferencias estadísticamente significativas $p > 0,05$ 		

VI. DISCUSIÓN

El presente estudio desea dar un paso más en la optimización de la adhesión dental utilizando un sistema adhesivo contemporáneo con la técnica de lavado con etanol en piezas vitales; particularmente iniciando una investigación con el sistema Single Bond de 3M; producto adhesivo del que se tienen las principales referencias. Las investigaciones previas realizadas se han enfocado en determinar los beneficios que resultan tras utilizar la técnica adhesiva húmeda en etanol, tanto en dientes extraídos como vitales.

Autores como **Eunice Kuhn y col.** concluyeron que la técnica de deshidratación completa con etanol (3 min, agua residual por Pp) en piezas vitales es muy sensible a la presencia residual de agua cuando queremos aplicar un sistema adhesivo netamente hidrófobo (experimental); sus resultados mostraron una baja en la fuerza adhesiva en piezas vitales mas no en piezas trabajadas in vitro.

En el presente estudio los valores obtenidos en el grupo de lavado con etanol son mayores (con FP 29.0; sin FP 31.26 MPa) que los obtenidos con la técnica de lavado convencional (con FP 22.5; sin FP 25.5 MPa). Esto puede deberse a que el adhesivo usado para esta investigación tiene presencia de monómeros mixtos, lo que permitiría fácilmente el ingreso de los monómeros hidrófobos e hidrófilos en el grupo de lavado con etanol. En cuanto a la nanofiltración nuestro antecedente presento diferencias significativas entre los grupos de agua y etanol, trabajados en piezas vitales, lo que no concuerda con nuestros resultados ($p = 0,294$), Estudios posteriores con una mayor cantidad muestral podrían corroborar o no con más certeza los resultados aquí obtenidos.

En tanto **Fang Li y col.** evaluó sistemas adhesivos contemporáneos (mixtura de monómeros, hidrófobos e hidrófilos), bajo el protocolo de adhesión húmeda con etanol con deshidratación simplificada (1 min, agua residual del lavado) protocolo in vitro. En

comparación a la adhesión húmeda con agua, los grupos de lavado con etanol produjeron similares o mayores valores de μ TBS a las 24-h, pues los sistemas adhesivos contemporáneos con mixturas de monómeros son más tolerantes a la presencia residual de agua al utilizarlos dentro de un protocolo de lavado con etanol con deshidratación simplificada. Lo que concuerda con este estudio pues los valores obtenidos con el grupo de lavado con etanol son mayores (con FP 29.0; sin FP 31.26 MPa), que los obtenidos con la técnica convencional (con FP 22.5; sin FP 25.5 MPa), llegando a la misma conclusión sobre la tolerancia de agua residual, sea por la presencia de presión pulpar (piezas vitales) o por utilizar la técnica de deshidratación simplificada.

Basado en estos antecedentes se propuso la presente investigación donde buscamos respuesta al comportamiento adhesivo y así poder hallar una mejora en la parte clínica, por tal motivo se trabajó en piezas vitales utilizando el protocolo de lavado simplificado con etanol que nos permita utilizar un sistema adhesivo que contenga monómeros tanto hidrófilos como hidrófobos. Los resultados de fuerza adhesiva obtenidos concuerdan con lo esperado, incluyendo o no fallas prematuras se encontró que la FA era significativamente mayor en piezas restauradas con la técnica de lavado con etanol.

El Dr. **Leandro Alfonso Guimaraes y col.** Quienes también examinaron la fuerza adhesiva inmediata de dos sistemas adhesivos contemporáneos de grabado y lavado (Adper Scotchbond Multipurpose o ASBM, y Single Bond 2 o SB) sobre dentina desmineralizada saturada con agua y/o con etanol en dientes extraídos utilizando un protocolo de deshidratación simplificado (30 segundos). Para ambos adhesivos, no se encontró diferencias significativas en la μ TBS entre los grupos de lavado con etanol (42.9 + 4.5 MPa) y agua (con SB 44.9 + 6.5 MPa) a diferencia de este estudio donde la fuerza adhesiva tuvo diferencias significativas entre las técnicas de lavado con agua y la técnica de deshidratación simplificada con etanol (60 seg), lo que puede marcar la diferencia en el recambio de agua por etanol en el sustrato dentinario es el tiempo utilizado, en nuestro antecedente es de 30 segundos, evento que muy probablemente

creo una matriz dentinaria con una saturación con poco contenido de etanol, debido a ello el grado de infiltración de monómeros no fue significativo.

Sauro Salvatore y col. Evaluaron fuerza adhesiva, utilizando 5 sistemas adhesivos experimentales (R1-R5) sobre dentina grabada con ácido fosfórico 37% y EDTA, aplicando la técnica húmeda en etanol simplificada (1min); usaron desde el adhesivo más hidrófobo (R1) hasta el más hidrófilo (R5), R3 representaba la formulación típica de adhesivos de grabado y lavado de dos pasos, además usaron un adhesivo comercial (SBMP: Scotchbond Multi Propósito); 6 grupos en total.

La resina más hidrófoba (R1) obtuvo los valores más bajos de resistencia adhesiva en dentina ácido-grabada, y todas las muestras grabadas con EDTA fallaron prematuramente. Las resinas 2 y 3 dieron valores intermedios de fuerza adhesiva en ambos sustratos acondicionados. La resina 4, una resina hidrófila ácida, obtuvo los valores más altos de fuerza adhesiva tanto en dentina grabada con ácido o EDTA. La resina 5 fue la única resina hidrófila que mostró pobre infiltración cuando fue aplicada sobre dentina ácido-grabada. Concluyen que la técnica adhesiva húmeda en etanol puede mejorar la infiltración de la mayoría de adhesivos utilizados en este estudio (monómeros mixtos) sobre dentina; estos resultados concuerdan con los obtenidos en la presente investigación, deducimos que los sistemas adhesivos compuestos de monómeros mixtos presentan mayor miscibilidad con etanol.

Rajni Nagpal y col, estudiaron también el efecto de la técnica adhesiva húmeda en etanol sobre la fuerza adhesiva inmediata y a largo plazo. Utilizaron dos adhesivos (Tetric N Bond y Solobond M) y dos técnicas de lavado (agua y etanol). La mitad de las muestras fueron evaluadas inmediatamente en μ TBS y la otra mitad después de 6 meses de almacenamiento en agua destilada. En las pruebas inmediatas, no se encontraron diferencias significativas independientemente del adhesivo utilizado o la técnica de lavado (**Tetric N Bond E: 24.57 MPa y A: 21.71 MPa**). En las pruebas realizadas a los 6 meses, la μ TBS disminuyó dramáticamente en el grupo de adhesión

húmeda en agua, mientras que en el grupo de adhesión húmeda en etanol la μ TBS se mantuvo (**Tetric N Bond E: 25.31 MPa y A: 12.23 MPa**). A diferencia de este antecedente, en esta investigación la fuerza adhesiva fue significativamente diferente entre los grupos de agua y etanol traccionados de manera inmediata con un adhesivo también de grabado y lavado de dos pasos (**Single Bond 2, E: 29.0 y A: 22.5 MPa**)

Muhammet Kerim Ayar y col. Investigaron los efectos de la técnica adhesiva húmeda en etanol simplificada (1 min) y la técnica adhesiva húmeda en agua convencional sobre la nanofiltración a corto plazo en capas híbridas formadas con dos adhesivos de grabado y lavado (Single Bond 2 y Prime & Bond NT). Obtuvieron que la técnica adhesiva húmeda en etanol simplificada redujo significativamente la nanofiltración dentro de las interfaces resina-dentina hechas con Single Bond 2. Concluyen que la técnica adhesiva húmeda en etanol simplificada puede mejorar la calidad de las capas híbridas formadas con adhesivos simplificados de grabado y lavado disponibles comercialmente; a diferencia de nuestro estudio donde no encontramos diferencias significativas podríamos comentar que el antecedente al tener un tipo de lectura por microscopía electrónica de barrido pudo representar los valores de filtración de manera numérica (porcentual); al realizar esta investigación por microscopía óptica la medición se hizo por intervalos porcentuales.

Muhammet Kerim Ayar y col. Evaluaron fuerza adhesiva de dos adhesivos de grabado y lavado (Single Bond 2 y Prime & Bond NT) con dos tipos de lavado (agua y etanol). La μ TBS después de 24h de almacenamiento en agua varió desde **34.41 MPa** para agua a **43.52 MPa** para etanol en los grupos trabajados con Single Bond. Los valores más bajos de μ TBS fueron obtenidos por el grupo Single Bond 2 con adhesión húmeda en agua; mientras que los valores más altos fueron obtenidos por el grupo Single Bond 2 con adhesión húmeda en etanol. Sin embargo, los grupos no presentan diferencias

significativas entre los valores de μ TBS de los grupos de técnica adhesiva húmeda en agua y en etanol con todos los sistemas adhesivos utilizados. A diferencia del antecedente, esta investigación presenta diferencias significativas en los grupos de lavado con etanol y agua (**Single Bond 2, E: 29.0 y A: 22.5 MPa**)

VII. CONCLUSIONES

De la presente investigación se concluye lo siguiente:

- La fuerza adhesiva para la técnica de lavado con agua fue de 22.5 y 25.5 MPa con y sin fallas prematuras respectivamente.
- La fuerza adhesiva para la técnica de lavado con agua fue de 29.08 y 31.2 MPa con y sin fallas prematuras respectivamente.
- En ambos casos la fuerza adhesiva mostro superioridad en el grupo de lavado con etanol. Lo que determina que esta técnica presenta mayor tolerancia a la presencia residual de agua.
- Para nano filtración encontramos que no hay diferencias significativas entre los grupos, con un $p=0.29$

VIII. RECOMENDACIONES

- Se recomienda realizar estudios similares, con adhesivos de grabado y lavado de tres pasos, en piezas vitales con el fin de evaluar la optimización de la fuerza adhesiva.
- Considerando la baja relación de la nanofiltración con la FA se necesitan más estudios donde la primera se evalúe de forma numérica y no por categorías como se realizó en este estudio y así tener resultados más precisos acerca de ella y de la relación con la fuerza adhesiva.
- Para obtener una lectura más precisa de nanofiltración en las cerillas se recomienda realizar un siguiente estudio con microscopia electrónica de barrido.
- De realizarse la evaluación de nanofiltración por microscopia óptica se recomienda usar una mayor muestra.

IX. BIBLIOGRAFÍA

1. Shin TP, Yao X, Huenergardt R, Walker MP, Wang Y. Morphological and chemical characterization of bonding hydrophobic adhesive to dentin using ethanol wet bonding technique. *Dent Mater* 2009;25:1050-1057.
2. Tay FR, Frankenberger R, Krejci I, Bouillaguet S, Pashley DH, Carvalho RM, et al. Single-bottle adhesives behave as permeable membranes after polymerization. I. In vivo evidence. *J Dent* 2004;32:611–21.
3. Tay FR, Pashley DH. Have dentin adhesives become too hydrophilic? *J Can Dent Assoc* 2003;69:726–31.
4. Pashley DH, Tay FR, Carvalho RM, Rueggeberg FA, Agee KA, Carrilho M, et al. From dry bonding to water-wet bonding to ethanol-wet bonding. A review of the interactions between dentin matrix and solvated resins using a macromodel of the hybrid layer. *Am J Dent* 2007;20:7–20.
5. Sauro S, Toledano M, Aguilera FS, Mannocci F, Pashley DH, Tay FR, Watson TF, Osorio R. Resin-dentin bonds to EDTA-treated vs. Acid etched dentin using ethanol wet-bonding. *Dent Mater* 2010;26:368-379.
6. Tay FR, Pashley DH, Kapur RR, Carrilho MR, Hur YB, Garrett LV, et al. Bonding BisGMA to dentin—a proof of concept for hydrophobic dentin bonding. *J Dent Res* 2007;86:1034–9.
7. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 2003;28:215-235.
8. Fang Li, Xiao-Yang Liu, Ling Zhang, Jun-Jun Kang, Ji-Hua Chen. Ethanol-wet Bonding Technique May Enhance the Bonding Performance of Contemporary Etch-and-Rinse Dental Adhesives. *J Adhes Dent* - Vol 13, No X, 2011.

9. Kuhn E, et al. Ethanol-wet bonding technique: Clinical versus laboratory findings. *Dent Mater* (2015), Volume 31, Issue 9, September 2015, Pages 1030–1037
10. Sharma P, Nagpal R, Tyagi SP, Manuja N. Bonding efficacy of etch-and-rinse adhesives after dentin biomodification using ethanol saturation and collagen cross-linker pretreatment. *J Conserv Dent* 2015;18:331-6
11. Guimarães LA1, Almeida JC, Wang L, D'Alpino PH, García FC. Effectiveness of immediate bonding of etch-and-rinse adhesives to simplified ethanol-saturated dentin. *Braz Oral Res.* 2012 Mar-Apr;26(2):177-82.
12. Nagpal R, Manuja N, Pandit IK. Effect of Ethanol Wet Bonding Technique on the Durability of Resin-Dentin Bond with Contemporary Adhesive Systems. *The Journal of Clinical Pediatric Dentistry.* Volume 39, Number 2/2015.
13. Ayar MK. Effect of simplified ethanol-wet bonding on microtensile bond strengths of dentin adhesive agents with different solvents, *Journal of Dental Sciences* (2014), <http://dx.doi.org/10.1016/j.jds.2014.06.001>
14. Cemal Yesilyurt, Muhammet Kerim Ayar, Tahsin Yildirim and Mustafa Sadik Akdag. Effect of simplified ethanol-wet bonding on dentin bonding durability of etch and rinse adhesives. *Dental Materials Journal* 2015; 34(4): 441–448.
15. K. Hosaka, Y. Nishitani, J. Tagami, M. Yoshiyama, W.W. Brackett, K.A. Agee, F.R. Tay and D.H. Pashley. Durability of Resin-Dentin Bonds to Water- vs. Ethanol-saturated Dentin. *J Dent Res* 88(2) 2009.
16. Sharma P, Nagpal R, Tyagi SP, Singh UP, Manuja N. Adhesion to pulp chamber dentin: Effect of ethanol-wet bonding technique and proanthocyanidins application. *Saudi Endod J* 2015;5:38-45.
17. H. Yang, et al., Effect of adjunctive application of epigallocatechin-3-gallate and ethanol–wet bonding on adhesive–dentin bonds, *Journal of Dentistry* (2015), <http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2015.12.001>
18. Mu-zi LI, Jin-rui WANG, Hong LIU, Xia WANG, Kang GAN, Xiu-ju LIU, Deli NIU, Xiao-qing SONG. Effects of light curing modes and ethanol-wet bonding on

- dentin bonding properties. Journal of Zhejiang University-SCIENCE B (Biomedicine & Biotechnology). ISSN 1673-1581 (Print); ISSN 1862-1783 (Online).
19. Muhammet Kerim Ayar, Tahsin Yildirim & Cemal Yesilyurt (2016): Nanoleakage within adhesive-dentin interfaces made with simplified ethanol-wet bonding. Journal of Adhesion Science and Technology. <http://dx.doi.org/10.1080/01694243.2016.1185824>
 20. Nishitani Y, Yoshiyama M, Donnelly AM, et al. Effects of Resin Hydrophilicity on Dentin Bond Strength. Journal of dental research. 2006;85(11):1016-1021.
 21. Salvatore Sauro, Timothy F. Watson, Francesco Mannocci, Katsuya Miyake, Bradford P. Huffman, Franklin R. Tay, David H. Pashley. Two-Photon Laser Confocal Microscopy of Micropermeability of Resin-Dentin Bonds Made With Water or Ethanol Wet Bonding. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2009 Jul;90(1):327-37. doi: 10.1002/jbm.b.31290.
 22. Organización Mundial de la Salud [Internet]. Centro de Prensa. Nota informativa N°318. Abril-2012. Salud Bucodental [Citado 18 feb 2017].Disponible en: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs318/es/>
 23. Talungchit, Supitcha. "Enhancing resin-dentin bond effectiveness and durability: the role of ethanol-wet bonding technique, MMP-inhibition (chlorhexidine), and photoinitiator systems." PhD (Doctor of Philosophy) thesis, University of Iowa, 2012. <http://ir.uiowa.edu/etd/2996>.
 24. Albert Schuurs. Pathology of the Hard Dental Tissues. Editorial Wiley Blackwell – Primera edición. UK, 2013.
 25. Huang X, Li L, Huang C, Du X. Effect of ethanol-wet bonding with hydrophobic adhesive on caries-affected dentine. Eur J Oral Sci 2011; 119: 310–315.
 26. Robertson, A., F. M. Andreasen, et al. (1998). "Pulp reactions to restoration of experimentally induced crown fractures." J Dent 26(5-6): 409-416.

27. Roberson TM, H. H., Swift EJ (2002). Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry. Missouri, Mosby.
28. Palamara, D., J. E. Palamara, et al. (2000). "Strain patterns in cervical enamel of teeth subjected to occlusal loading." Dent Mater 16(6): 412-419.
29. Gargi S Sarode, Sachin C Sarode. Abfraction: A review. J Oral and Maxillofacial Pathology 2013 May-Aug; 17(2): 222-227.
30. Gandara, B. K. and E. L. Truelove (1999). "Diagnosis and management of dental erosion." J Contemp Dent Pract 1(1): 16-23.
31. Albers, H. Odontología Estética. Selección y colocación de Materiales. Primera edición. Labor. Barcelona. (1.988); p. 21-25.
32. Ole Fejerskov, Edwina Kidd. Dental Caries: The Disease and its Clinical Management. Segunda edición. Blackwell Munksgaard Ltd 2008.
33. A.J. Feilzer, A.J. De Gee and C.L. Davidson. Increased Wall-to-Wall Curing Contraction in Thin Bonded Resin Layers. J DENT RES 1989 68: 48
34. Powers MJ, S. L. (2006). Craig's Restorative Dental Materials. Missouri, Mosby.
35. K.L. Van Landuyt et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. Biomaterials 28 (2007) 3757–3785
36. Odian G. Principles of polymerization. New York: Willey Interscience; 2004.
37. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. Eur J Oral Sci 1997;105(2):97–116.
38. Salz U, Zimmermann J, Zeuner F, Moszner N. Hydrolytic stability of self-etching adhesive systems. J Adhes Dent 2005;7(2):107–16.
39. Perdigão J, Frankenberger R. Effect of solvent and rewetting time on dentin adhesion. Quintessence Int 2001;32:385–90.
40. Carvalho RM, Mendonca JS, Santiago SL, Silveira RR, Garcia FCP, Tay FR, et al. Effects of HEMA/solvent combinations on bond strength to dentin. J Dent Res 2003;82:597–601.

41. Faria-e-Silva AL, Araújo JE, Rocha GP, de Oliveira Ada S, de Moraes RR. Solvent content and dentin bond strengths using water-wet, ethanol-wet and deproteinization bonding techniques. *Acta Odontol Scand* 2013;71:710–5.
42. Pashley DH, Carvalho RM, Tay FR, Agee KA, Lee KW. Solvation of dried dentin matrix by water and other polar solvents. *Am J Dent* 2002;15:97–102.
43. Perdigao J, Swift EJ, Lopes G. Effects of repeated use on bond strengths of one-bottle adhesives. *Quintessence Int* 1999;30:19–23.
44. Manikandan Ekambaram, Cynthia Kar Yung Yiu, Jukka Pekka Matinlinna. An overview of solvents in resin–dentin bonding. *International Journal of Adhesion & Adhesives* 57 (2015) 22–33.
45. Schulze KA, Oliveira SA, Wilson RS, Gansky SA, Marshall GW, Marshall SJ. Effect of hydration variability on hybrid layer properties of a self-etching versus an acid-etching system. *Biomaterials* 2005;26:1011–8.
46. Frankenberger R, Lopes M, Perdigao J, Ambrose WW, Rosa BT. The use of flowable composites as filled adhesives. *Dent Mater* 2002;18(3):227–38.
47. Bae JH, Cho BH, Kim JS, Kim MS, Lee IB, Son HH, et al. Adhesive layer properties as a determinant of dentin bond strength. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2005;74(2):822–8.
48. Pashley EL, Agee KA, Pashley DH, Tay FR. Effects of one versus two applications of an unfilled, all-in-one adhesive on dentine bonding. *J Dent* 2002;30(2–3):83–90.
49. Venhoven, B. A., A. J. de Gee, et al. (1996). "Light initiation of dental resins: dynamics of the polymerization." *Biomaterials* 17(24): 2313-2318.
50. Fujimori, Y., T. Kaku, et al. (1992). "Polymerization and Photoinitiation Behavior in the Light-Cured Dental Composite Resins." *Polymer Adv Tech* 3: 437-441.
51. Stansbury, J. W. (2000). "Curing dental resins and composites by photopolymerization." *J Esthet Dent* 12(6): 300-308.

52. Schneider, L. F., L. M. Cavalcante, et al. (2009). "Effect of co-initiator ratio on the polymer properties of experimental resin composites formulated with camphorquinone and phenyl-propanedione." *Dent Mater* 25(3): 369-375.
53. Park, Y. J., K. H. Chae, et al. (1999). "Development of a new photoinitiation system for dental light-cure composite resins." *Dent Mater* 15(2): 120-127.
54. Neumann, M. G., W. G. Miranda, et al. (2005). "Molar extinction coefficients and the photon absorption efficiency of dental photoinitiators and light curing units." *J Dent* 33(6): 525-532.
55. Leprince, J. G., M. Hadis, et al. (2011). "Photoinitiator type and applicability of exposure reciprocity law in filled and unfilled photoactive resins." *Dent Mater* 27(2): 157- 164.
56. Price, R. B., D. Labrie, et al. (2010). "Irradiance differences in the violet (405 nm) and blue (460 nm) spectral ranges among dental light-curing units." *J Esthet Restor Dent* 22(6): 363-377.
57. Egle Milia, Enzo Cumbo, Rielson Josè A. Cardoso and Giuseppe Gallina. Current Dental Adhesives Systems. A Narrative Review. *Current Pharmaceutical Design*, 2012, 18, 5542-5552.
58. Kanca JA. Improving bond strength through acid etching of dentin and bonding to wet dentin surfaces. *J Am Dent Assoc* 1992; 123: 35-43.
59. Kanca JA. Wet bonding: The effect of drying time and distance. *Am J Dent* 1996; 9: 273-76
60. Nakabayashi, N., K. Kojima, et al. (1982). "The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates." *J Biomed Mater Res* 16(3): 265-273.
61. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL. State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater* 2011; 27: 17-28.

62. Salz U, Mucke A, Zimmermann J, Tay FR, Pashley DH. pKa value and buffering capacity of acidic monomers commonly used in selfetching primers. *J Adhes Dent* 2006; 8: 143-150.
63. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, et al. Comparative study on adhesive performance of adhesive monomers. *J Dent Res* 2004; 83: 454-8.
64. Ito S, Hashimoto M, Wadgaonkar B, et al. Effects of resin hydrophilicity on water sorption and changes in modulus of elasticity. *Biomater* 2005; 26: 6449-59.
65. Tay FR, Pashley DH. Water treeing-A potential mechanism for degradation of dentin adhesives. *Am J Dent* 2003; 16: 6-12.
66. Sauro S, Mannocci F, Toledano M, Osorio R, Thompson I, Watson TF. Influence of the hydrostatic pulpal pressure on droplets formation in current etch-and-rinse and self-etch adhesives: A video rate/TSM microscopy and fluid filtration study. *Dent Mater* 2009; 25: 1392-402.
67. Pashley, D. H. Dynamics of the pulpo-dentin complex. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine* 1996, 7 (2): 104-133.
68. Ricardo M. Carvalho. Durability of bonds and clinical success of adhesive restorations. *Dent Mater* 2012, Jan;28 (1) . doi:10.1016/j.dental.2011.09.011.
69. Abdalla, A. I. & Feilzer, A. J. Four-year water degradation of a total-etch and two self-etching adhesives bonded to dentin. *Journal of Dentistry* 2008, 36 (8): 611-617.
70. A. H. Meckel, W. J. Griebstein, R. J. Neal, Structure of mature human dental enamel as observed by electron microscopy. *Arch. Oral Biol.* 10, 775–782 (1965).
71. G. Daculsi, J. Menanteau, L. M. Kerebel, D. Mitre, Length and shape of enamel crystals. *Calcif. Tissue Int.* 36, 550–555 (1984).
72. A. La Fontaine, A. Zavgorodniy, H. Liu, R. Zheng, M. Swain, J. Cairney, Atomic-scale compositional mapping reveals Mg-rich amorphous calcium phosphate in human dental enamel. *Sci. Adv.* 2, e1601145 (2016).

73. G. A. Castiblanco, D. Rutishauser, L. L. Ilag, S. Martignon, J. E. Castellanos, W. Mejía, Identification of proteins from human permanent erupted enamel. *Eur. J. Oral Sci.* 123, 390–395 (2015).
74. De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, et al. Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res.* 2003;82:136-140.
75. Van Meerbeek B. Mechanism of resin adhesion: dentin and enamel bonding. *Functional Esthet Restor Dent.* 2008;2(1):18-25.
76. Goldberg M, Kulkarni AB, Young M, Boskey A. Dentin: Structure, Composition and Mineralization: The role of dentin ECM in dentin formation and mineralization. *Frontiers in Bioscience (Elite Edition).* 2011;3:711-735.
77. Summitt JB, R. J., Hilton TJ, Schwartz RS (2006). *Fundamentals of Operative Dentistry: a contemporary approach.* Illinois, Quintessence Books.
78. Gwinnett A. Smear layer: morphological considerations. *Oper Dent Suppl* 1984; 3:2–12.
79. Pashley D, Tao L, Boyd L, King G, Horner J. Scanning electron microscopy of the substructure of smear layers in human dentine. *Arch Oral Biol* 1988; 33:265–270.
80. Hashimoto M, Fujita S, Endo K, Ohno H. (2009). Effect of dentinal water on bonding of self-etching adhesives. *Dent Mater J* 28:634-641.
81. Pashley DH, Agee KA, Wataha JC, Rueggeberg F, Ceballos L, Itou K, et al. (2003). Viscoelastic properties of demineralized dentin matrix. *Dent Mater* 19:700-706.
82. Liu Y, Tjäderhane L, Breschi L, et al. Limitations in Bonding to Dentin and Experimental Strategies to Prevent Bond Degradation. *Journal of Dental Research.* 2011;90(8):953-968. doi:10.1177/0022034510391799.
83. Javier García Barbero. *Patología y Terapéutica Dental: Operatoria dental y endodoncia.* Segunda Edición. Editorial El Sevier-España. 2015.

84. Gunnar Bergenholtz; Preben Horsted-Bindslev; Claes Reit. Endodoncia – Segunda Edición. Editorial Manual Moderno-Mexico. 2011.
85. Furuse, A. Y., L. F. Cunha, et al. (2011). "Enamel wetness effects on bond strength using different adhesive systems." *Oper Dent* 36(3): 274-280.
86. Pashley, D. H. and R. M. Carvalho (1997). "Dentine permeability and dentine adhesion." *J Dent* 25(5): 355-372.
87. Eddleston, C. L., A. R. Hindle, et al. (2003). "Dimensional changes in acid-demineralized dentin matrices following the use of HEMA-water versus HEMA-alcohol primers." *J Biomed Mater Res A* 67(3): 900-907.
88. Pashley, D. H., K. A. Agee, et al. (2001). "Solvent-induced dimensional changes in EDTA-demineralized dentin matrix." *J Biomed Mater Res* 56(2): 273-281.
89. Shan Shan Duan; Xiao Bai Ouyang; Dan Dan Pei; Yong Hong Huo; Qiu Hua Pan; Cui Huang. Effects of ethanol wet bonding technique on root dentin adhesion.
90. Becker, T. D., K. A. Agee, et al. (2007). "Infiltration/evaporation-induced shrinkage of demineralized dentin by solvated model adhesives." *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 80(1): 156-165.
91. Tay, F. R., A. J. Gwinnett, et al. (1996). "The overwet phenomenon: a transmission electron microscopic study of surface moisture in the acid-conditioned, resin-dentin interface." *Am J Dent* 9(4): 161-166.
92. Gwinnett, A. J. (1992). "Moist versus dry dentin: its effect on shear bond strength." *Am J Dent* 5(3): 127-129.
93. Wang, Y. and P. Spencer (2002). "Quantifying adhesive penetration in adhesive/dentin interface using confocal Raman microspectroscopy." *J Biomed Mater Res* 59(1): 46-55.
94. De Munck, J., K. Van Landuyt, et al. (2005). "A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results." *J Dent Res* 84(2): 118-132.

95. Armstrong, S. R., M. A. Vargas, et al. (2004). "Resin-dentin interfacial ultrastructure and microtensile dentin bond strength after five-year water storage." *Oper Dent* 29(6): 705-712.
96. Malacarne, J., R. M. Carvalho, et al. (2006). "Water sorption/solubility of dental adhesive resins." *Dent Mater* 22(10): 973-980.
97. Sadek, F. T., C. S. Castellan, et al. (2010). "One-year stability of resin-dentin bonds created with a hydrophobic ethanol-wet bonding technique." *Dent Mater* 26(4): 380-386.
98. Moist RR, Yanof HM. Measurement of pulpal blood pressure. *J Dent Res* 1965;44:570-4.
99. Pashley DH, Nelson R, Pashley EL. In vivo fluid movement across dentine in the dog. *Arch Oral Biol* 1981;26:707-10.
100. Vongsavan N, Matthews B. Fluid flow through cat dentine *in vivo*. *Arch Oral Biol* 1992; 37:175-85.
101. Ciucchi B, Bouillaguet S, Holz J, Pashley DH. Dentinal fluid dynamics in human teeth, *in vivo*. *J Endod* 1995;21:191–194.
102. Sadek FT, Mazzoni A, Breschi L, Tay FR, Braga RR. Six-month evaluation of adhesives interface created by a hydrophobic adhesive to acid-etched ethanol-wet bonded dentine with simplified dehydration protocols. *J Dent* 2010;38:276–83.
103. Harnirattisai C, Luangaram C, Kuphasuk W, Senawongse P. The influence of a local anesthetic containing vasoconstrictor on microtensile bond strengths of two adhesive systems to human dentin *in situ*. *J Adhes Dent* 2010;12:11–8.
104. Hebling J, Castro FL, Costa CA. Adhesive performance of dentin bonding agents applied *in vivo* and *in vitro*. Effect of intrapulpal pressure and dentin depth. *J Biomed Mater ResB: Appl Biomater* 2007;83:295–303.

105. Jorge Perdigão, Alessandra Reis, Alessandro D. Loguercio. Dentin adhesion and MMPs: a comprehensive review. *J Esthet Restor Dent*. 2013 Aug; 25(4): 219–241.
106. Masanori Hashimoto, Futami Nagano, Kazuhiko Endo, Hiroki Ohno. A review: Biodegradation of resin—dentin bonds. *Japanese Dental Science Review* (2011) 47, 5—12.
107. Hashimoto M, Ohno H, Sano H, et al. In vitro degradation of resin-dentin bonds analyzed by microtensile bond test, scanning and transmission electron microscopy. *Biomaterials* 2003;24: 3795–803.
108. Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, et al. Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater* 2008;24:90–101.
109. Liu Y, Tjäderhane L, Breschi L, et al. Limitations in bonding to dentin and experimental strategies to prevent bond degradation. *J Dent Res* 2011;90: 953–68.
110. Kostoryz EL, Dharmala K, Ye Q, et al. Enzymatic biodegradation of HEMA/bisGMA adhesives formulated with different water content. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2009;88:394–401.
111. Pashley DH, Tay FR, Yiu C, Hashimoto M, Breschi L, Carvalho RM, et al. Collagen degradation by host-derived enzymes during aging. *J Dent Res* 2004;83:216—21.
112. Armstrong SR, Vargas MA, Chung I, Pashley DH, Campbell JA, Laffoon JE, et al. Resin—dentin interfacial ultrastructure and microtensile dentin bond strength after five-year water storage. *Oper Dent* 2004;29:705—12.
113. Abdalla AI, Feilzer AJ. Four-year water degradation of a total-etch and two self-etching adhesives bonded to dentin. *J Dent* 2008;36:611—7.
114. Shono Y, Terashita M, Shimada J, Kozono Y, Carvalho RM, Russell CM, et al. Durability of resin—dentin bonds. *J Adhes Dent* 1999;1:211—8.

115. Tanaka J, Ishikawa K, Yatani H, Yamashita A, Suzuki K. Correlation of dentin bond durability with water absorption of bonding layer. *Dent Mater J* 1999;18:11—8.
116. Tay FR, King NM, Chan KM, Pashley DH. How can nanoleakage occur in self-etching adhesive systems that demineralize and infiltrate simultaneously? *J Adhes Dent* 2002;4:255—69.
117. Carvalho RM, Chersoni S, Frankenberger R, Pashley DH, Prati C, Tay FR. A challenge to the conventional wisdom that simultaneous etching and resin infiltration always occurs in self-etch adhesives. *Biomater* 2005;26:1035—42.
118. Van Landuyt KL, Snauwaert J, Peumans M, de Munck J, Lambrechts P, van Meerbeek B. The role of HEMA in one-step selfetch adhesives. *Dent Mater* 2008;24:1412—9.
119. Chersoni S, Suppa P, Grandini S, Goracci C, Monticelli F, Yiu C, et al. In vivo and in vitro permeability of one-step self-etch adhesives. *J Dent Res* 2004;83:459—64.
120. Tay FR, Lai CN, Chersoni S, Pashley DH, Mak YF, Suppa P, et al. Osmotic blistering in enamel bonded with one-step self-etch adhesives. *J Dent Res* 2004;83:290—5.
121. Hashimoto M, Tay FR, Ito S, Sano H, Kaga M, Pashley DH. Permeability of adhesive resin films. *J Biomed Mater Res* 2005;74:699—706.
122. Yiu CK, King NM, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Carrilho MR, et al. Effect of resin hydrophilicity and water storage on resin strength. *Biomaterials* 2004;25:5789—96.
123. YiuCK,KingNM,CarrilhoMR,SauroS,RueggebergFA,PratiC,et al. Effect of resin hydrophilicity and temperature on water sorption of dental adhesive resins. *Biomaterials* 2006;27:1695—703.

124. Hiraishi N, Nishiyama N, Ikemura K, Yau JYY, King NM, Tagami J, et al. Water concentration in self-etching primers affects their aggressiveness and bonding efficacy to dentin. *J Dent Res* 2005;84:653—8.
125. Hashimoto M, Fujita S, Kaga M, Yawaka Y. In vitro durability of one-bottle resin adhesives bonded to dentin. *Dent Mater J* 2007;26:677—86.
126. Hashimoto M, Fujita S, Endo K, Ohno H. In vitro degradation of resin—dentin bonds with one-bottle self-etching adhesives. *Eur J Oral Sci* 2009;117:611—7.
127. Barrett-Bee, K., L. Newbould, et al. (1994). "The membrane destabilising action of the antibacterial agent chlorhexidine." *FEMS Microbiol Lett* 119(1-2): 249-253.
128. Carrilho MR, Carvalho RM, Sousa EN, et al. Substantivity of chlorhexidine to human dentin. *Dent Mater* 2010;26:779—85.
129. Cosyn J, Wyn I, De Rouck T, Sabzevar MM. Long-term clinical effects of a chlorhexidine varnish implemented treatment strategy for chronic periodontitis. *J Periodontol* 2006;77:406—15.
130. Van Meerbeek, B., J. De Munck, et al. (2003). "Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges." *Oper Dent* 28(3): 215-235.
131. Amaral, F. L., V. Colucci, et al. (2007). "Assessment of in vitro methods used to promote adhesive interface degradation: a critical review." *J Esthet Restor Dent* 19(6): 340-353; discussion 354.
132. Roeder L, Pereira PNR, Yamamoto T, Ilie N, Armstrong S, Ferracane J. Spotlight on bond strength testing—unraveling the complexities. *Dent Mater* 2011;27:1197—203.
133. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, et al. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater* 2010;26:E100—21.

134. Dowling, N. E. (2007). *Mechanical Behavior of Materials*. New Jersey, Pearson Prentice Hall.
135. Armstrong, S., S. Geraldeli, et al. (2010). "Adhesion to tooth structure: a critical review of "micro" bond strength test methods." *Dent Mater* 26(2): e50-62.
136. Sano, H., T. Shono, et al. (1994). "Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength--evaluation of a micro-tensile bond test." *Dent Mater* 10(4): 236-240.
137. Phrukkanon, S., M. F. Burrow, et al. (1998). "Effect of cross-sectional surface area on bond strengths between resin and dentin." *Dent Mater* 14(2): 120-128.
138. Sano, H., T. Takatsu, et al. (1995). "Nanoleakage: leakage within the hybrid layer." *Oper Dent* 20(1): 18-25.
139. Sano, H. (2006). "Microtensile testing, nanoleakage, and biodegradation of resin-dentin bonds." *J Dent Res* 85(1): 11-14.
140. Tay, F. R., D. H. Pashley, et al. (2004). "Nanoleakage types and potential implications: evidence from unfilled and filled adhesives with the same resin composition." *Am J Dent* 17(3): 182-190.
141. Tay FR, Pashley DH, Yoshiyama M. Two modes of nanoleakage expression in single-step adhesives. *J Dent Res* 2002;81:472–6.
142. Armstrong S, et al. Academy of Dental Materials guidance on in vitro testing of dental composite bonding effectiveness to dentin/enamel using micro-tensile bond strength (TBS) approach. *Dent Mater* (2016).

X. ANEXOS

ANEXO 1



UNIVERSIDAD NACIONAL MAYOR DE SAN MARCOS
(Universidad del Perú, DECANA DE AMÉRICA)
FACULTAD DE MEDICINA
COMITÉ DE ÉTICA EN INVESTIGACIÓN
"Año del Buen Servicio al Ciudadano"



ACTA N°. 0313

CÓDIGO DE PROYECTO: N°. 0414

ACTA DE EVALUACIÓN ÉTICA

En Lima, a los diez días del mes de mayo de 2017, se realizó la **revisión ética expeditiva** de las recomendaciones Metodológicas y Éticas incorporadas como sugerencias de corrección al proyecto: **"Desempeño de la técnica adhesiva húmeda en etanol con un sistema adhesivo dental contemporáneo de grabado y lavado. Estudio Ex vivo"** que la Alum. Sheyla Cáceres Monzon, ha cumplido satisfactoriamente.

RESULTADO: PROYECTO APROBADO

Lima 10 de mayo de 2017

 UNIVERSIDAD NACIONAL MAYOR DE SAN MARCOS
FACULTAD DE MEDICINA

Dr. RICARDO TERUKINA TERUKINA
Presidente
del Comité de Ética de Investigación

ANEXO 2

CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA PROYECTO DE INVESTIGACION

Título del proyecto: “DESEMPEÑO DE LA TÉCNICA ADHESIVA HÚMEDA EN ETANOL CON UN SISTEMA ADHESIVO DENTAL CONTEMPORÁNEO DE GRABADO Y LAVADO. ESTUDIO *EX-VIVO*”

Investigador: Sheyla Cáceres Monzón

Lugar: Unidad de posgrado de la facultad de odontología de la Universidad Nacional mayor de San Marcos

Esta hoja de consentimiento informado puede contener palabras que usted no entienda. Por favor pregunte al investigador o personas relacionadas al estudio para ser informado con mayor claridad. Usted puede llevarse una copia de este consentimiento.

Introducción: usted ha sido invitado a formar parte de este trabajo de investigación por favor lea este consentimiento informado cuidadosamente para poder entender los procedimientos a realizar, sus riesgos y beneficios.

Propósito del estudio: Evaluar la resistencia adhesiva a la microtracción y grado de nanofiltración de un sistema adhesivo de “grabado y lavado”, aplicado bajo la técnica adhesiva húmeda en etanol en dientes vitales de pacientes de la Clínica de Post-Grado en la especialidad de ortodoncia de la Universidad Nacional Mayor de San Marcos; Lima-Perú, 2017.

Participantes del estudio: Pacientes de la especialidad de ortodoncia de la Clínica de Post-Grado de la Universidad Nacional Mayor de San Marcos; Lima-Perú, 2017; que tengan incluido en su plan de tratamiento la extracción de premolares o terceras molares (muelas del juicio).

Procedimientos: El investigador realizará restauraciones (curaciones) con resina en las piezas indicadas para exodoncia (extracción), según su plan de tratamiento ortodóncico. Las restauraciones se realizarán bajo aislamiento absoluto y anestesia local; después de veinte minutos de realizada la restauración se procederá a extraer las piezas para su posterior evaluación.

Riesgos o incomodidades: los relacionados a la exodoncia dental (extracción) como son hemorragia post exodoncia, no formación del coágulo que pueda conllevar a presentar alveolitis seca.

Beneficios: gratuidad de las exodoncias, control a las 72 horas post exodoncia, ser colaborador y participe de la primera investigación clínica en el área Odontológica en el país enfocada en mejorar la durabilidad de las restauraciones adhesivas en piezas dentarias humanas.

Privacidad y confidencialidad: La identidad de los pacientes colaboradores en el trabajo de investigación, no será develada, se usaran códigos para cada muestra extraída. Los resultados de este trabajo de investigación pueden ser publicados en revistas científicas o presentados en reuniones científicas, pero la identidad suya no será divulgada.

CONSENTIMIENTO

Yo..... estoy de acuerdo en participar en la investigación “**DESEMPEÑO DE LA TÉCNICA ADHESIVA HÚMEDA EN ETANOL CON UN SISTEMA ADHESIVO DENTAL CONTEMPORÁNEO DE GRABADO Y LAVADO. ESTUDIO *EX-VIVO***”; se me ha explicado minuciosamente los objetivos y procedimientos del estudio y mi incorporación será voluntaria. Por tanto al firmar este documento autorizo a que se me incluya en la investigación.

.....

Firma del participante

.....

Firma del investigador

ANEXO 3

PERMISO CLINICA DE 5TO AÑO

C.D. JAIME ALBERTO SANCHEZ GARCIA

RESPONSABLE DE ASIGNATURA DE ESTOMATOLOGIA INTEGRADA V

Facultad de Odontología-UNMSM

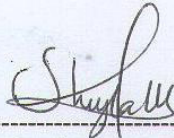
Presente.-

Es grato dirigirme a usted, para saludarlo cordialmente y a la vez solicitarle la utilización de una unidad dental del ambiente de la clínica VI para la ejecución del proyecto de tesis titulado: ***“DESEMPEÑO DE UN SISTEMA ADHESIVO DENTAL CONTEMPORÁNEO DE GRABADO Y LAVADO, CON LA TÉCNICA ADHESIVA HÚMEDA EN ETANOL. ESTUDIO EX-VIVO”*** el cual ha sido aprobado como se muestra en los documentos adjuntos. El procedimiento será realizado el día miércoles 24 del presente mes desde las 14:00 hrs. hasta las 15:00 hrs.

Agradeciendo de antemano su colaboración y sin otro particular, me despido de usted.

Atentamente,

Lima, 22 de Mayo del 2017



Bach. Sheyla Cáceres Monzón

UNIVERSIDAD NACIONAL MAYOR DE SAN MARCOS	
FACULTAD DE ODONTOLOGIA	
CALIDAD ACADÉMICA Y ACREDITACION	
Fecha	23 MAYO 2017
Firma	Hora

METODOLOGIA EXPERIMENTAL

ANEXO 4

TECNICA ADHESIVA EN PIEZAS VITALES



Figura 1. Operador, paciente e instrumental para realizar técnica adhesiva

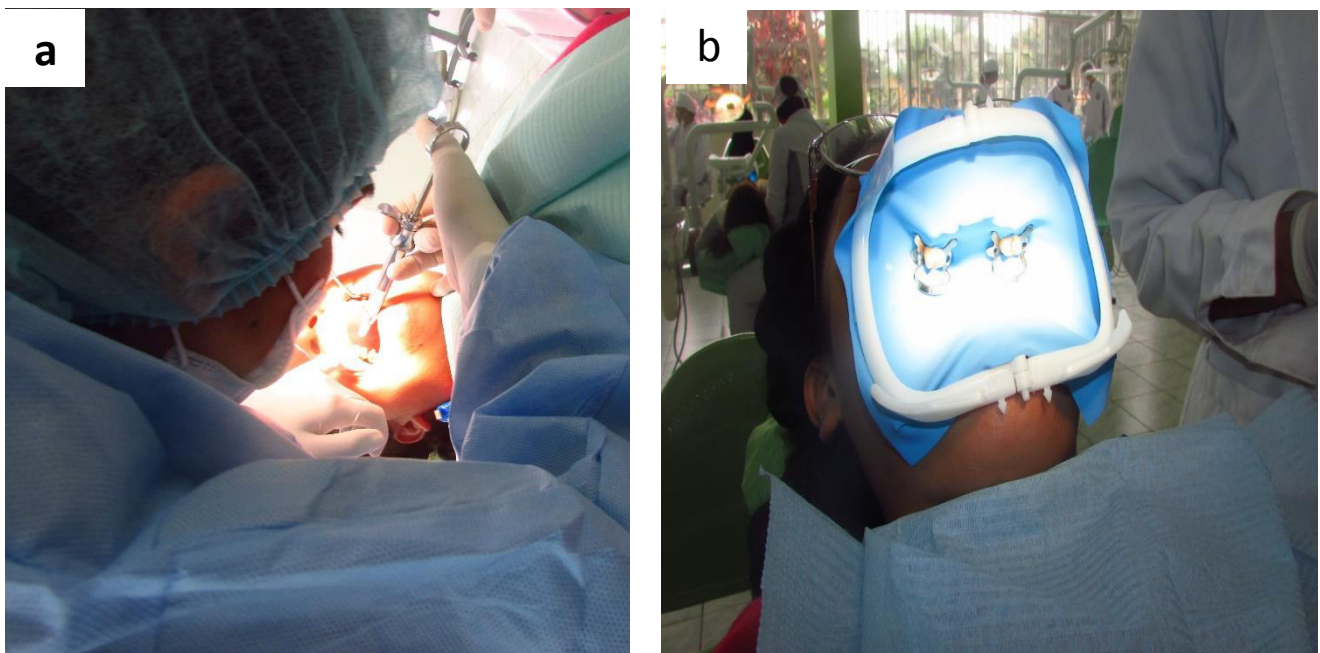


Figura 2. a. aplicación de anestesia
b. aislamiento de las premolares a trabajar



Figura 3. a. preparacion de la cavidad b. dimensiones de la cavidad

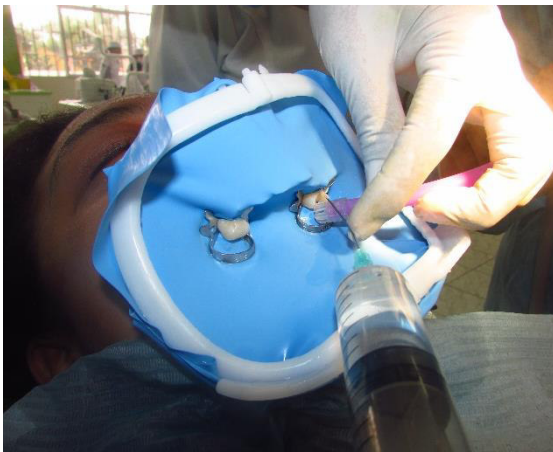


Figura 4. Aplicación de la técnica adhesiva (grabado, lavado con agua, etanol 100%, 2 capas de adhesivo, fotocurado, aplicación de resina, fotocurado)



Figura 5. Exodoncia de las piezas (20 minutos después de realizada la técnica adhesiva)

ANEXO 5

ALMACENAMIENTO

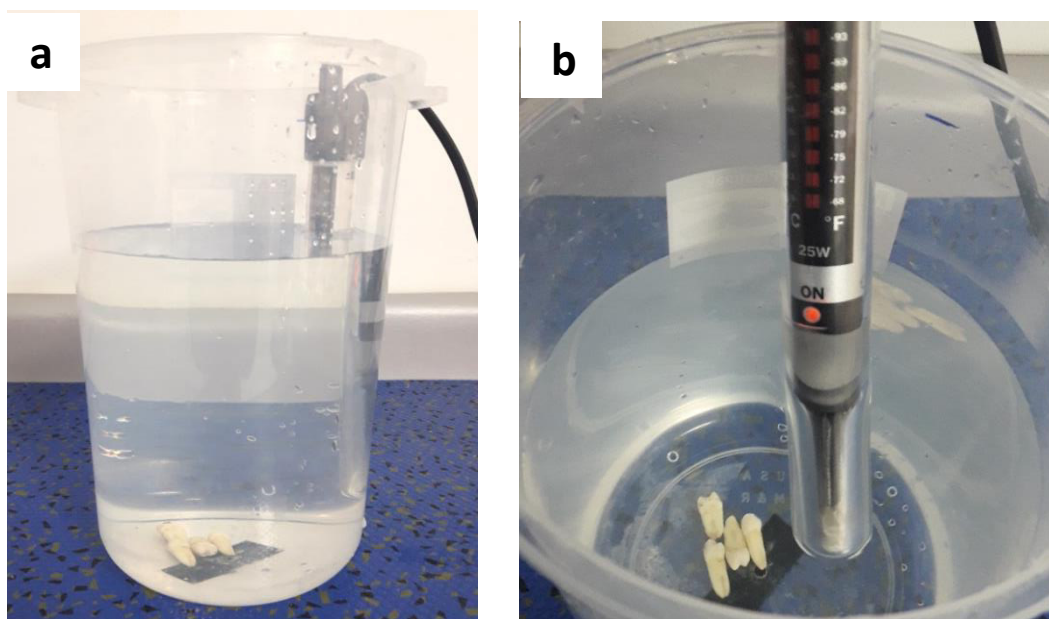


Figura 6. a. Conservación de piezas extraídas en agua destilada
b. conservados a temperatura corporal 37°C.

ANEXO 6

PREPARACION DE MUESTRAS PARA ENSAYO DE MICROTRACCION

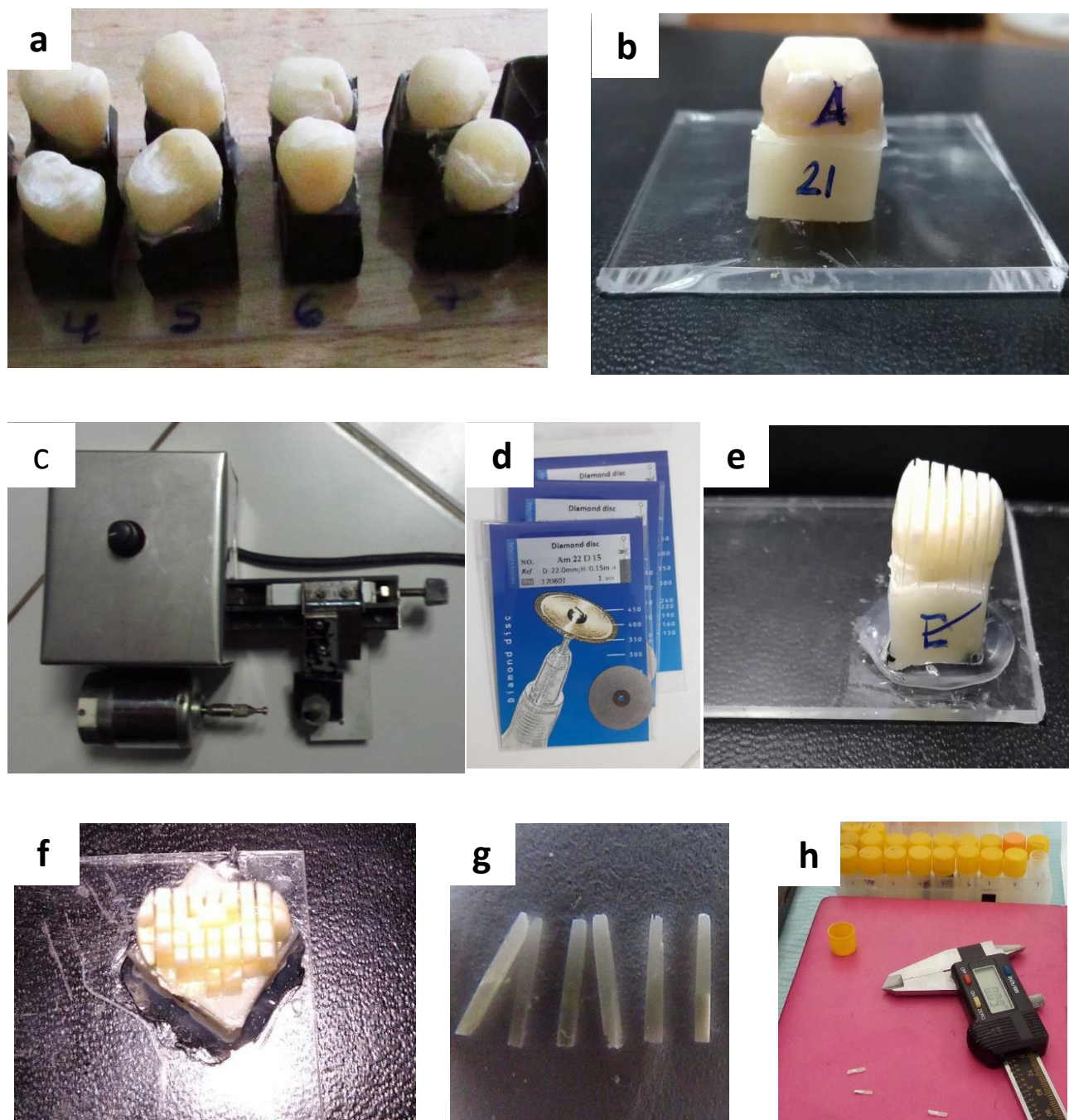


Figura 7. **a.** encajonado con bisacryl para fijar pieza dentaria en platina **b.** pieza fijada en platina de acetato **c.** máquina de corte tipo Isomet 1000 **d.** discos de corte doble cara 0.22 x 0,15 mm **e.** corte de pieza dentaria en un sentido **f.** corte de pieza dentaria en ambos sentidos **g.** selección de cerillas según longitud **h.** selección de cerillas por área transversal.

ANEXO 7

ENSAYO DE TRACCION

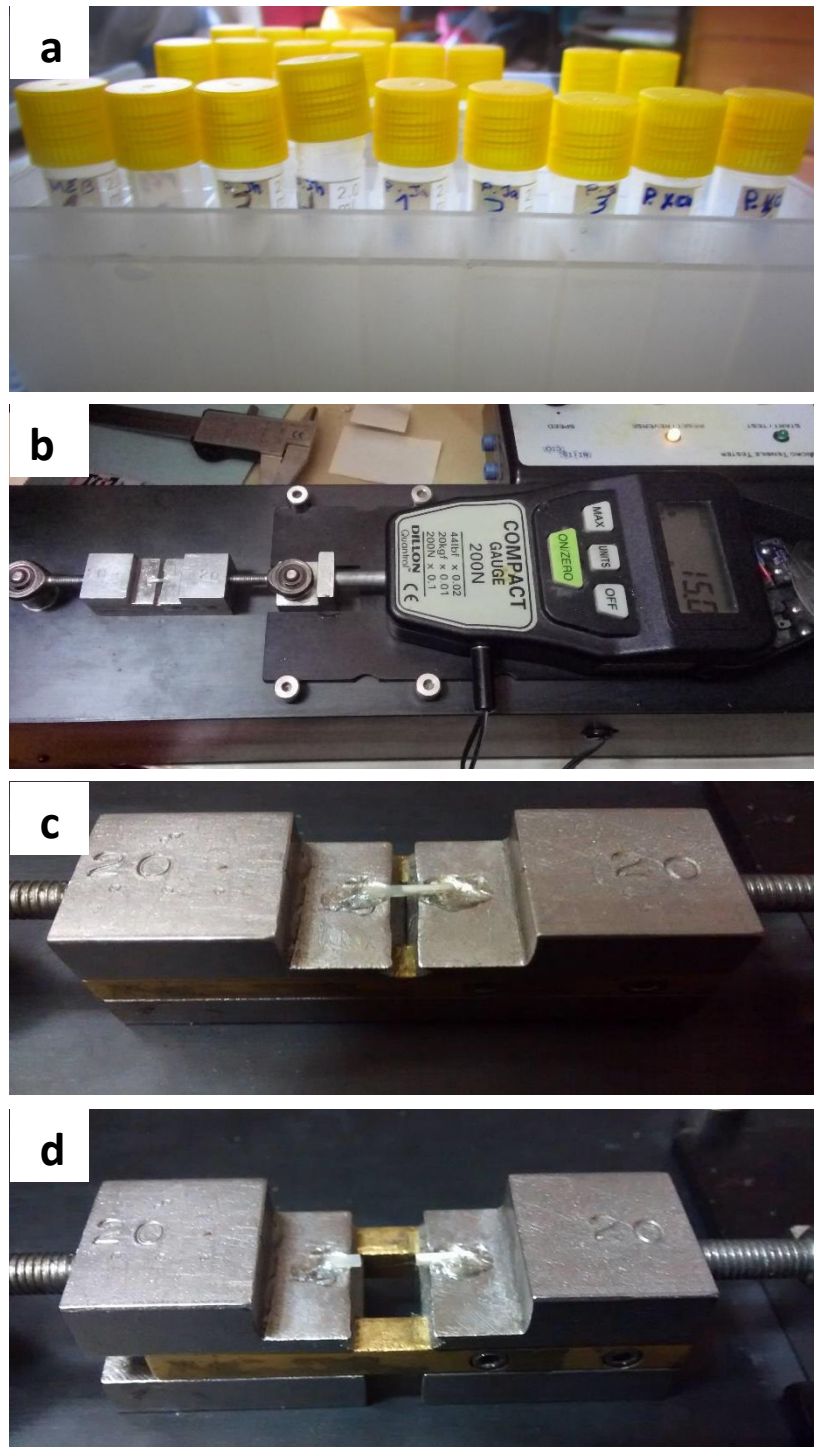


Figura 8. **a.** almacenamiento de cerillas a traccionar **b.** fijación de cerilla para ser sometida a microtracción **c.** inicio de fuerzas de microtracción **d.** falla de tipo adhesiva en la cerilla.

ANEXO 8

LABORATORIO ESPECIALIZADO EN ENSAYOS MECÁNICOS DE MATERIALES DENTALES

Mg. C.D. MIGUEL ANGEL SARAIVA ROJAS

ENSAYO DE TRACCION EN MUESTRA ADHERIDA DE DIENTE – RESINA

Informe de ensayo N°: 2017-031

Datos del solicitante: Sheyla Cáceres Monzón

Título del estudio: “DESEMPEÑO DE LA TÉCNICA ADHESIVA HÚMEDA EN ETANOL CON UN SISTEMA ADHESIVO DENTAL CONTEMPORÁNEO DE GRABADO Y LAVADO. ESTUDIO *EX-VIVO*”

Primera sesión: capacitación en el uso de equipos de corte, selección de muestra, medición de áreas transversales y tracción de especímenes dentarios.

Segunda sesión de tracción: 30 palitos (15 agua y 15 etanol)

N°	Fuerza (N)	Área (mm ²)	AGUA (MPa)	Fuerza (N)	Área (mm ²)	ETANOL (MPa)
1	13.8	0.75	18.4	15.4	1.14	13.5
2	--	--	0	9	0.83	10.84
3	17.3	0.85	20.35	23.4	1.12	20.89
4	37.44	1.3	28.8	17.8	0.83	21.44
5	28.29	0.94	30.1	20.5	1.14	17.98
6	--	--	0	16.8	0.74	22.7
7	15.83	0.78	20.3	21.88	0.76	28.8
8	29.75	0.85	35	26.01	0.96	27.1
9	9.14	0.72	12.7	--	--	0
10	26.13	0.99	26.4	20.22	0.79	25.6
11	8.53	0.88	9.7	40.40	0.78	51.8
12	10.53	0.78	13.5	43.84	0.82	54.8
13	32.33	0.94	34.4	53.25	1.25	42.6
14	17.14	0.79	21.7	27.66	0.76	36.4
15	23.82	0.74	32.2	--	--	perdido

LABORATORIO ESPECIALIZADO EN ENSAYOS MECÁNICOS DE MATERIALES DENTALES

Mg. C.D. MIGUEL ANGEL SARAVIA ROJAS

Tercera sesión de tracción: 30 palitos (15 agua y 15 etanol)

N°	Fuerza (N)	Área (mm ²)	AGUA (MPa)	Fuerza (N)	Área (mm ²)	ETANOL (MPa)
1	28.44	0.79	36	44.03	1.28	34.4
2	10.01	0.71	14.1	27.04	0.84	32.2
3	11.6	0.72	16.1	28.72	0.76	37.8
4	15.6	0.74	21.1	28.62	0.78	36.7
5	52.21	1.15	45.4	30.73	1.21	25.4
6	47.1	1.27	37.1	9.75	0.78	12.5
7		--	perdido	18.64	0.72	25.9
8	22.96	0.86	26.7	17.59	1.15	15.3
9	36.4	1.06	34.4	43.39	1.11	39.09
10	13.27	0.71	18.7	32.99	0.82	40.24
11	39.75	1.27	31.3	24.3	0.90	27
12	17.26	0.83	20.8	45.21	1.1	41.1
13	35.99	0.81	44.44	0	--	0
14	18.21	0.72	25.3	50.57	1.3	38.9
15		--	0	36.29	1.22	29.75

Cuarta sesión de tracción: 30 palitos (15 agua y 15 etanol)

N°	Fuerza (N)	Área (mm ²)	AGUA (MPa)	Fuerza (N)	Área (mm ²)	ETANOL (MPa)
1	22.49	0.74	30.4	38.40	0.74	51.9
2	36.59	0.82	44.63	40.19	1.09	36.88
3	12.99	1.03	12.62	38.89	1.07	36.35
4	13.7	1	13.7	30.34	0.85	35.7
5	41.09	1.23	33.41	--	--	0
6	33.17	1.14	29.1	29.19	1.03	28.34
7	--	--	perdido	25.29	1.04	24.32
8	36.35	1.08	24.4	45.49	1.21	37.6
9	--	--	0	30.57	1.18	25.91
10	15.48	0.86	18	32.89	0.92	35.76
11	12.29	1.12	10.98	21.88	0.76	28.8
12	26.56	0.83	32	25.42	0.83	30.63
13	24.27	0.93	26.1	31.83	0.92	34.6
14	23.21	1.1	21.1	40.17	1.21	33.2
15	--	--	0	--	--	perdido

LABORATORIO ESPECIALIZADO EN ENSAYOS MECÁNICOS DE MATERIALES DENTALES

Mg. C.D. MIGUEL ANGEL SARAVIA ROJAS

Total de muestra

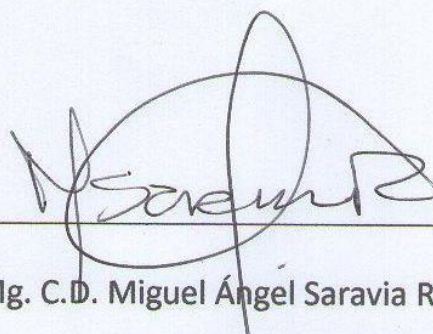
Especímenes	Agua	Etanol
Microtraccionados	38	40
Fallas prematuras	5	3
Perdidos	2	2
TOTAL	45	45

Valores obtenidos

	Agua	Etanol
Media	22.59	29.08

Equipos utilizados	Corte de especímenes: máquina tipo IsoMet 1000
	Medición del área transversal: Vernier digital
	Microtracción: Micro TensileTester /BISCO DENTAL

Datos validados por el experto:



Mg. C.D. Miguel Ángel Saravia Rojas

PROCESO PARA PRUEBA DE NANOFILTRACION

ANEXO 9

Preparación de la solución y exposición de la muestra

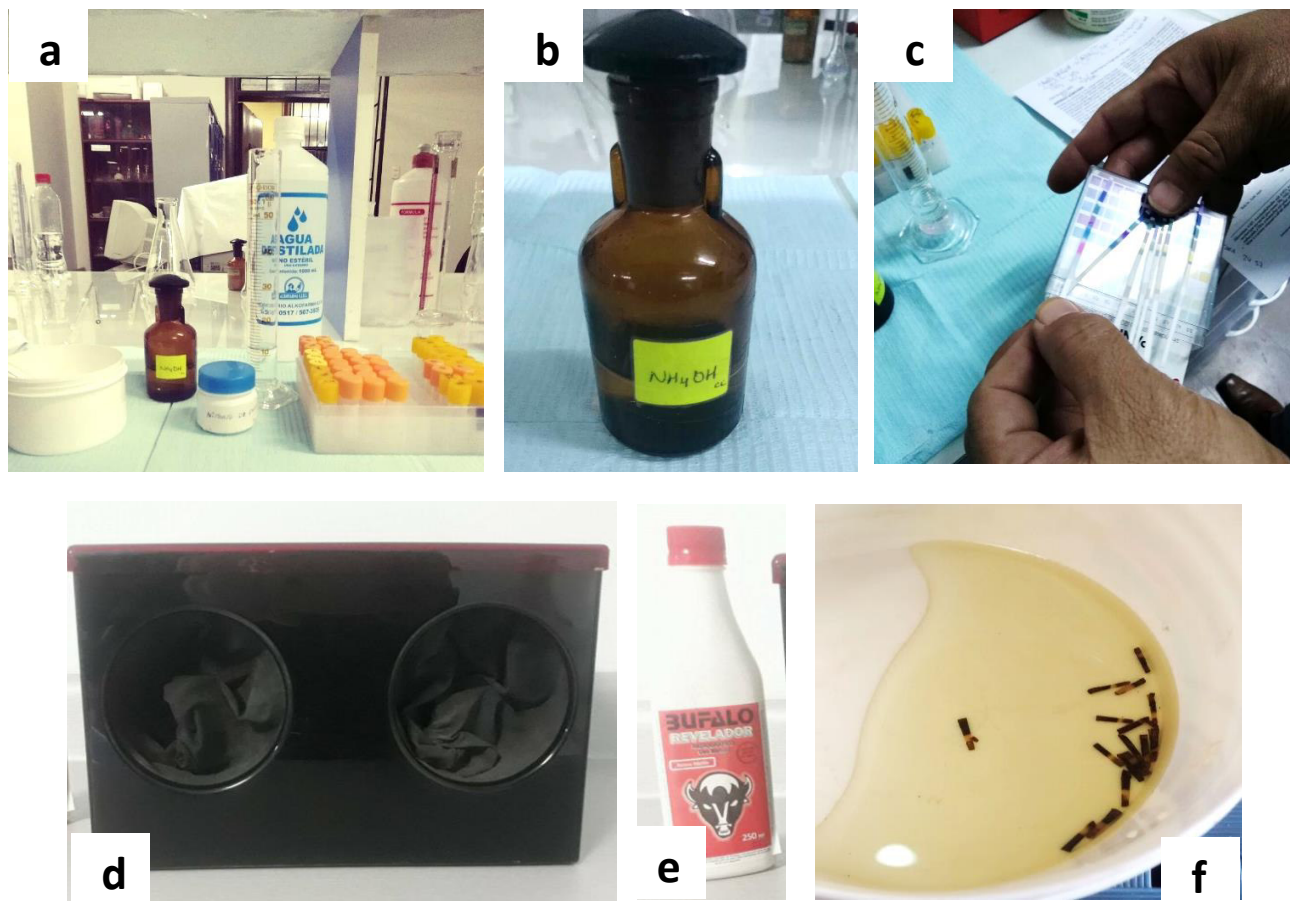


Figura 9. a. materiales utilizados para la elaboración nitrato de plata amoniacal, b. amoniaco, facultad de química UNMSM c. control de pH de la solución d. reposo durante 24 horas en caja oscura, e. solución reveladora, f. cerillas expuestas a luz fluorescente sumergidas en la solución reveladora.

ANEXO 10

Lijado de la muestra para la observación microscópica

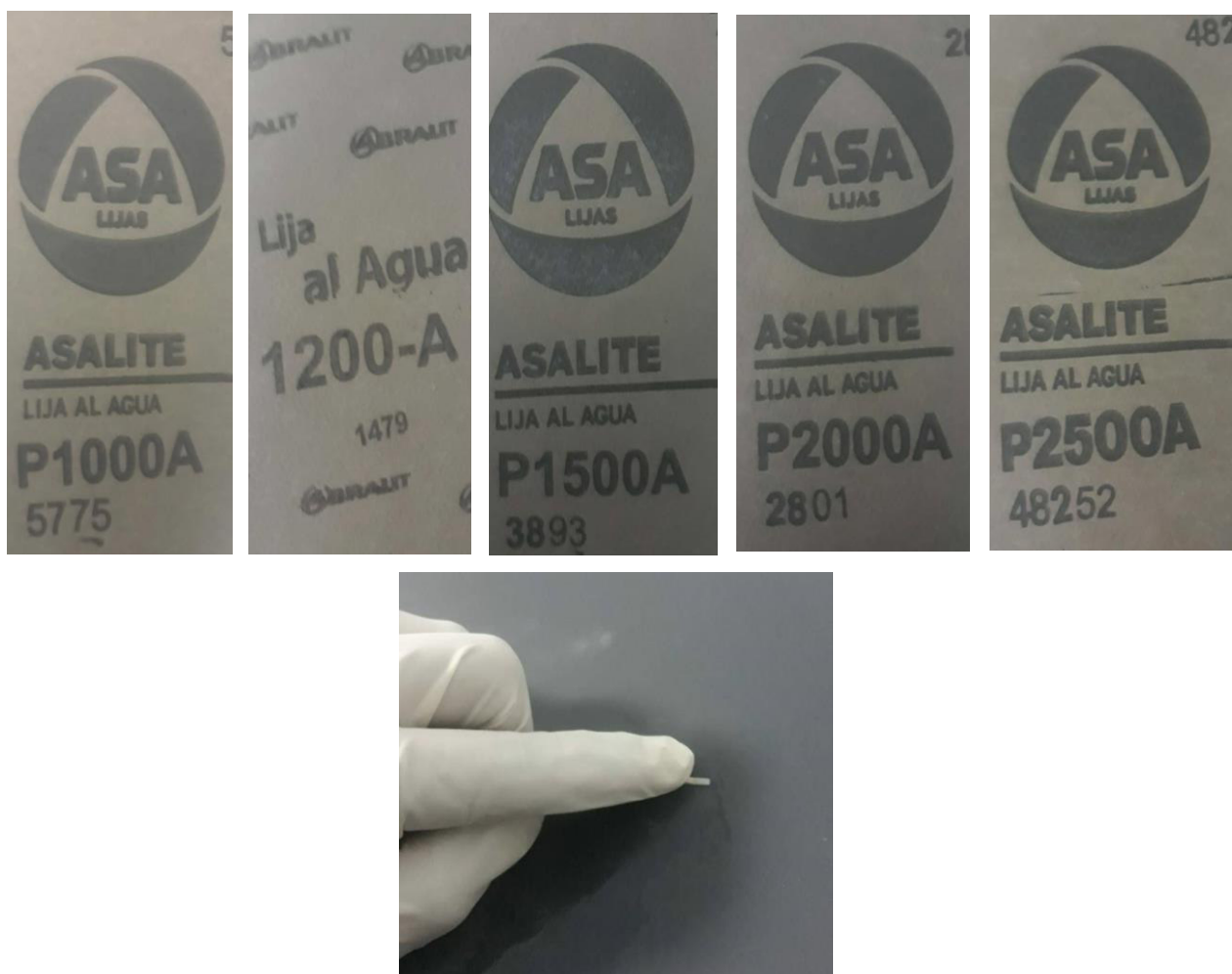


Figura 10. Secuencia de lijas al agua para preparación muestras por desgaste.



Figura 11. Muestras lijadas colocadas en lámina portaobjetos para su observación en microscopio óptico.

ANEXO 11

OBSERVACION POR MICROSCOPIO OPTICO (400X)

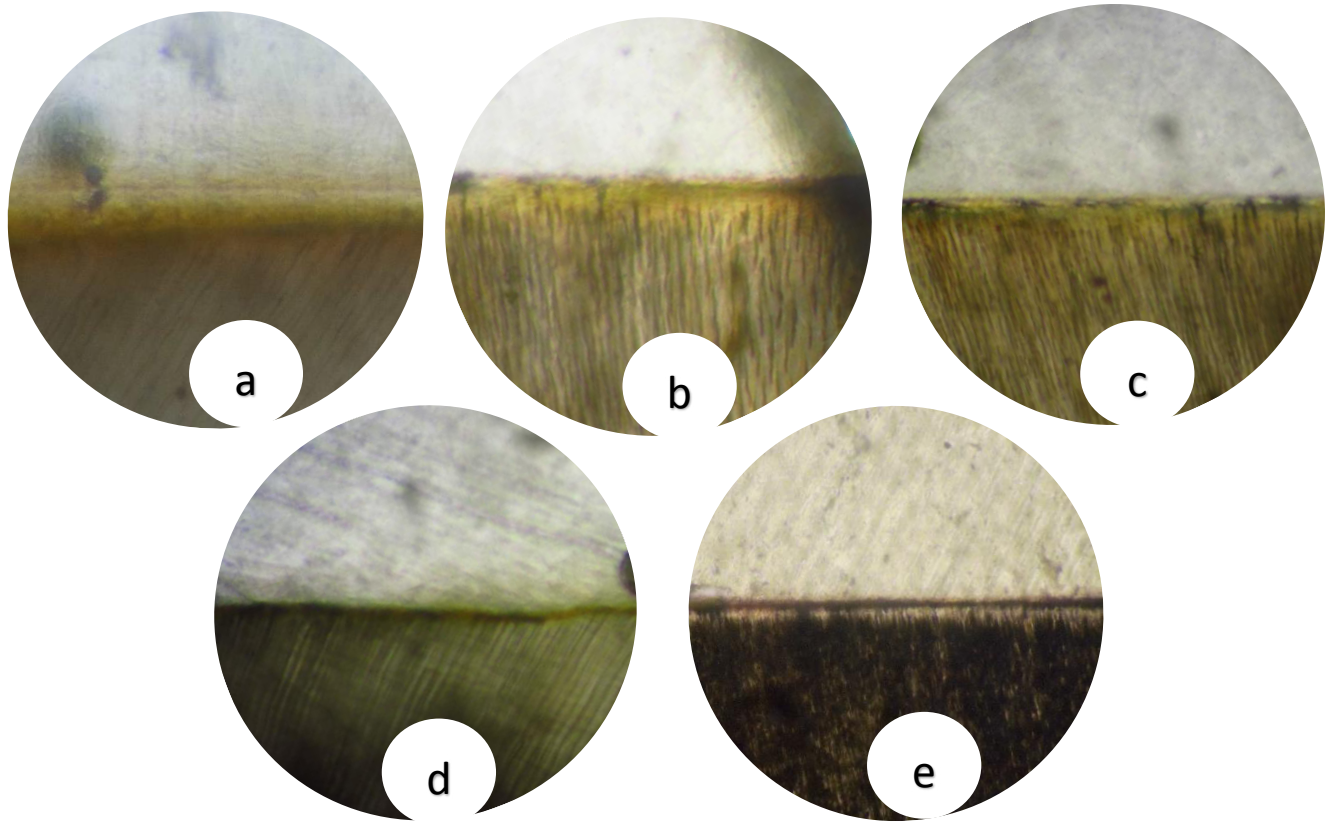


Figura 12. Secuencia de las categorías de nanofiltración, **a.** 0%(puntuación 0), **b.** menos de 25% (puntuación 1), **c.** entre 25 y 50% (puntuación 2), **d.** entre 50 y 75% (puntuación 3) y por último, **e.** más de 75% (puntuación 4).

ANEXO 12

INFORME DE EVALUACION POR MICROSCOPIA OPTICA

Sistema Evaluación de nanofiltración

Clasificación de Puntuaciones de Nanofiltración de acuerdo a Saboia y col. ¹⁵⁸	
Puntaje	% de Interfase Adhesiva que muestra Nanofiltración
0	Sin Nanofiltración
1	<25% con Nanofiltración
2	25 ≤ 50% con Nanofiltración
3	50 ≤ 75% con Nanofiltración
4	> 75% con Nanofiltración

Nro. De Espécimen	Técnica Adhesiva Agua	Técnica Adhesiva Agua	Técnica Adhesiva etanol	Técnica Adhesiva etanol
1	1	3	4	2
2	3	2	0	2
3	2	2	3	3
4	3	4	1	3
5	3	4	2	1
6	4	2	2	3
7	4	3	1	2
8	4	2	3	0
9	1	3	2	4
10	4	4	4	3
11	2	2	0	2
12	3	2	3	3

Calibración y Observación realizada en la facultad de odontología de la UNFV, laboratorio de patología.

Datos validados por experto: C.D. Adrián Segundo Mallma Medina

PRUEBAS DE NORMALIDAD E IGUALDAD DE VARIANZAS.

ANEXO 13

TABLA N°9: NORMALIDAD DE LOS DATOS DE FUERZA ADHESIVA CON INCLUSION DE FALLAS PREMATURAS

Técnica de lavado	Kolmogorov – Smirnov	
	Tamaño de muestra	Sig.
Agua	43	,200
Etanol	43	,200

Los datos presentan una distribución normal incluyendo las fallas prematuras (0 MPa) según el test de K-S ($p=0.2$). Para comprara la fuerza adhesiva de ambas técnicas recurrimos a comparar las varianzas con el test de Levene, el cual muestra un $p=0.896$, por lo que obtenemos varianzas iguales y podemos aplicar la prueba T Student para varianzas iguales.

TABLA N°10: NORMALIDAD DE LOS DATOS DE FUERZA ADHESIVA EXCLUYENDO FALLAS PREMATURAS

Técnica de lavado	Kolmogorov - Smirnov	
	Tamaño de muestra	Sig.
Agua	38	,200
Etanol	40	,200

Los datos presentan una distribución normal al excluir las fallas prematuras (0 MPa) según el test de K-S ($p=0.2$). Para comprara la fuerza adhesiva de ambas técnicas recurrimos a comparar las varianzas con el test de Levene, el cual muestra un $p=0.924$, por lo que obtenemos varianzas iguales y podemos aplicar la prueba T Student para varianzas iguales.